

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**Diseño de un electromiógrafo de superficie inalámbrico
con transmisión de datos mediante bluetooth de baja
energía**

**Design of a wireless surface electromiograph with
bluetooth low energy data transmission**

Realizado por

Pedro Enrique Salazar Martínez

Tutorizado por

Antonio Jesús Bandera Rubio

Cotutorizado por

Camilo Andrés Ruíz Beltrán

Departamento

Tecnología Electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, Junio de 2018

Fecha de defensa: Julio de 2018

El secretario del Tribunal

Resumen

El aumento de la calidad de vida en la población actual viene dado en gran parte por los grandes avances en la ingeniería biomédica. El electromiógrafo es un dispositivo biomédico, cuyo objetivo es registrar la actividad eléctrica muscular, que se genera a partir de la activación de células motoras por parte del sistema neuromuscular, con el fin de detectar si existe alguna patología. En este trabajo se ha desarrollado un electromiógrafo de superficie inalámbrico con un protocolo de comunicaciones Bluetooth de baja energía (BLE). La motivación por este tipo de dispositivos radica en que, al no ser invasivos, permiten mucha flexibilidad en su utilización e integración, y facilitan un diagnóstico rápido de cuerpos en movimiento. Por todo ello, entendemos que su uso resultará muy útil en diversos campos de la ingeniería o la medicina, tales como la prótesis, biomecánica, robótica médica o neurofisiología.

Palabras clave: Ingeniería biomédica, electromiógrafo de superficie, Bluetooth, inalámbrico.

Abstract

The increase in the quality of life in the current population is largely due to the great advances in biomedical engineering. The electromyograph is a biomedical device, whose objective is to register the muscular electrical activity that is generated from the recruitment of motor units by the neuromuscular system, in order to detect if there is any pathology. In this work we have tried to develop a wireless surface electromyograph with a Bluetooth protocol of low energy communications (BLE). The motivation for using this type of devices comes from the fact that, not being invasive, they allow a lot of flexibility in their use and integration, since they facilitate a rapid diagnosis or in movement. It is very useful in various fields of engineering or medicine such as: prosthetics, biomechanics, medical robotics or neurophysiology.

Keywords: Biomedical engineering, surface electromiograph, Bluetooth, wireless.

Índice general

| | |
|--|-----------|
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Motivación | 1 |
| 1.2. Objetivo del proyecto | 2 |
| 1.3. Tecnologías a utilizar | 3 |
| 1.4. Metodología | 3 |
| 1.5. Estructura del proyecto | 4 |
| 2. Fundamentos histológicos y fisiológicos del músculo estriado esquelético | 7 |
| 2.1. Tejido muscular | 7 |
| 2.2. Organización del tejido muscular esquelético | 8 |
| 2.3. Organización de las fibras musculares esqueléticas | 9 |
| 2.4. Filamentos de actina y miosina | 10 |
| 2.5. Contracción muscular | 11 |
| 2.6. Potencial de membrana en reposo | 12 |
| 2.7. Potencial de acción | 12 |
| 2.8. Análisis del potencial de acción por etapas | 13 |
| 3. Fundamentos de la electromiografía | 15 |
| 3.1. Principios técnicos | 15 |
| 3.2. La señal de electromiografía | 16 |
| 3.3. Equipo de adquisición | 19 |
| 3.4. Amplificador de instrumentación | 20 |
| 3.5. Electrodos | 23 |
| 3.5.1. Microelectrodos | 23 |
| 3.5.2. Electrodos de aguja | 23 |
| 3.5.3. Electrodos de superficie | 24 |
| 4. Desarrollo del proyecto | 25 |
| 4.1. Revisión del estado de la técnica | 25 |
| 4.2. Requisitos del sistema | 27 |
| 4.2.1. Requisitos no funcionales | 27 |
| 4.2.2. Restricciones técnicas | 29 |
| 4.2.3. Requisitos funcionales | 29 |
| 4.2.4. Pruebas de verificación | 30 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 4.3. | Diagrama de bloques del dispositivo | 32 |
| 4.4. | Elección de componentes. | 33 |
| 4.4.1. | Electrodos. | 33 |
| 4.4.2. | Front-end analógico. | 34 |
| 4.4.3. | Microcontrolador nRF51822 | 39 |
| 4.4.4. | Regulador XC6415. | 42 |
| 4.4.5. | Batería y regulador XC6802. | 42 |
| 4.4.6. | Placa de desarrollo. | 43 |
| 4.5. | Desarrollo hardware. | 44 |
| 4.6. | Desarrollo software. | 48 |
| 4.6.1. | GAP Y GATT. | 48 |
| 4.6.2. | Desarrollo del programa BLE. | 53 |
| 5. | Pruebas de verificación y validación | 55 |
| 5.1. | Pruebas de verificación | 55 |
| 5.2. | Pruebas de validación | 58 |
| 5.3. | Pruebas en sujetos reales. | 60 |
| 6. | Conclusiones y líneas futuras. | 69 |
| 7. | Bibliografía | 71 |
| | Anexos | 74 |
| A. | ANEXO I: Plano de diseño de la PCB del Front-End | 77 |
| B. | ANEXO II: Códigos del servicio BLE. | 81 |
| C. | ANEXO III: Seguridad eléctrica. | 87 |
| D. | ANEXO IV: Manual de usuario. | 89 |
| E. | ANEXO V: Encuesta de satisfacción. | 91 |
| F. | ANEXO VI: Presupuesto. | 93 |

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

La primera toma de contacto con la neurofisiología se remonta al siglo XVIII, cuando el investigador italiano Luis Galvani, consiguió que una rana realizara una contracción muscular mediante una estimulación inducida (Wikipedia, 2018). Durante el siglo XIX, el francés Duchenne de Boulogne describió la dinámica y el funcionamiento del músculo, construyendo un equipo de estimulación neuromuscular con fines terapéuticos, aunque posteriormente, para la investigación y la diagnosis (Cuthbertson, 1990). Entrado el siglo XX aparece el concepto de electromiografía (EMG), como un procedimiento de diagnóstico empleado para evaluar la salud de los músculos y de las neuronas motoras que los controlan. Entre 1940 y 1950, Fritz Buchthal y Clemensem, crearon las bases para la aplicación clínica de la electromiografía. Asimismo, el primero de ellos, creó una escuela de formación de especialistas en electromiografía con el objeto de difundir los conocimientos y la técnica. En 1964, los investigadores Ekstedt y Stalberg diseñaron un método para el estudio de la electromiografía en una fibra aislada. (Useros et al., 2009)

Actualmente hay numerosas investigaciones sobre el EMG. Tanto su aplicación para la diagnosis médica como en ámbitos de la prostética, la robótica o el deporte, hacen que esta prueba haya cobrado gran importancia. Asimismo, existe un organismo, la "International Society of Electrophysiology and Kinesiology", que aconseja sobre los parámetros a emplear durante el diseño de dispositivos de adquisición de EMGs, y otro, el "SENIAM", para la colocación y sensibilidad de los electrodos durante la adquisición. Por otro lado, también hay un gran número de investigaciones sobre los resultados de estas pruebas, patrones de referencia y reconocimiento de los mismos (De la Rosa Steinz and Liptak, 2002; Romo et al., 2007; Martínez et al., 2010; Massó et al., 2010; Ramírez and Garzón, 2013; Stegeman and Hermens, 2007; Betancourt et al., 2004; Aparicio, 2005; Roca et al., 2001; Merletti, 1999).

La increíble dinámica ascendente de la tecnología actual y el auge de los dispositivos electromédicos *wearables* me hacen confiar en este tipo de equipos, ya que tienen una gran



Figura 1.1: Luis Galvani (izquierda) y Roberto Merletti (derecha).

cabida en el mercado actual, no solo como elemento de diagnóstico clínico, sino como pieza básica en la vida cotidiana del ser humano del siglo XXI.

1.2. Objetivo del proyecto

El objetivo del presente Trabajo Fin de Grado es desarrollar un dispositivo capaz de capturar la actividad eléctrica de los músculos mediante métodos no invasivos (EMG superficial), acondicionar la señal mediante un *front-end*, y finalmente transmitirla, mediante el protocolo de comunicación Bluetooth de baja energy (BLE), a un *smartphone* o *tablet*. Este objetivo lo podemos, por tanto, descomponer en

- **Objetivo hardware:** Diseñar una placa de circuito impreso (PCB) que incluya toda la electrónica del dispositivo: el *front-end* analógico, el contacto para los electrodos superficiales. Asimismo, se pretende el uso de una placa de desarrollo con tecnología BLE o integración en la PCB de un microcontrolador o ARM Cortex-M.
- **Objetivo software:** Diseñar un programa que, ejecutándose en el microcontrolador, gestione la captura de la información desde el *front-end* con un periodo determinado, implemente un cierto postprocesado si es necesario, y transmita la señal capturada.
- **Objetivo general:** Lograr realizar capturas en un sujeto real, con un resultado acorde a lo que se espera de una señal EMG.

La primera de las tareas enumeradas requiere profundizar en conocimientos electrónicos, no solo relacionados con el diseño analógico o digital, o de placas de circuito impreso, sino también de seguridad eléctrica. El segundo implica trabajar con un microcontrolador, o ARM Cortex-M, y con el estándar de comunicaciones BLE. No se contempla el diseño de una interfaz en la parte receptora (esto es, el *smartphone* o *tablet*), donde sólo se verificará que se reciben los datos y podrán capturarse, simplemente, para la visualización posterior del EMG. El objetivo general definido supone analizar qué forma presenta el EMG para así poder llevar a cabo, finalmente, la validación final del prototipo por comparación de los patrones capturados, usando el dispositivo desarrollado, con dicha referencia.

1.3. Tecnologías a utilizar

Para abordar los objetivos brevemente esbozados en el Apartado 1.2 se deberán emplear distintas herramientas. Básicamente, éstas serán

- **KiCad:** KiCad es un software de código abierto con licencia GNU GPL v3, para EDA (Electronic Design Automation). Con este software se pretende hacer el diseño de la PCB del proyecto.
- **Entorno de desarrollo de ARM® Mbed™ :** Es un entorno de desarrollo de ARM que trabaja en la nube, con el que se pueden programar microcontroladores en lenguajes como C++. Se empleará para desarrollar el software necesario para gestionar la captura de datos, su post-procesado o filtrado digital, y para realizar la transmisión de datos usando Bluetooth de baja energía (BLE).
- **Protocolo de comunicación Bluetooth®:** Bluetooth es una tecnología de conectividad inalámbrica de baja potencia que se utiliza para transmitir audio, transferir datos y difundir información entre dispositivos. Existen dos tipos de tecnología Bluetooth: velocidad básica / velocidad de datos mejorada (BR / EDR) y baja energía (LE).
- **Tiny BLE SseedStudio®:** Aunque la enumeramos en esta relación, la Tiny BLE de SseedStudio es una placa de desarrollo, construida en torno al chip de Nordic NRF51822. Dicho chip cuenta con un transceptor Bluetooth.



Figura 1.2: Tecnologías a emplear. (Web de las empresas)

1.4. Metodología

El procedimiento a través del cual se pretende llevar a cabo este proyecto consta de cinco etapas:

- **Estudio del estado de la técnica:** Leer y sintetizar la información de artículos, informes técnicos o patentes, buscados en bases de datos de referencia y secciones de libros referentes a la electrofisiología del músculo, la electromedicina, las bioseñales y la ingeniería biomédica en general. Se priorizará la información que trate sobre propuestas de sistemas empotrados y portables, que capturen y transmitan el EMG

usando una conexión inalámbrica. El resultado deberá ser el conjunto de requisitos que condicionan nuestra propuesta.

- **Diseño e implementación del sistema:** Extraemos, de la información consultada, toda aquella que nos permita diseñar y, posteriormente, aplicar nuestro sistema. Por ejemplo, cuáles son los pasos para adquirir un EMG, su acondicionamiento, los electrodos a emplear, su colocación, etc.
- **Definición de las pruebas de verificación y validación final:** Simultáneamente al diseño e implementación, se deberán establecer las pruebas de verificación parcial de las partes que forman el sistema físico o lógico, y las de validación final del prototipo. La hipótesis a validar finalmente responde a la pregunta fijada por el objetivo, esto es, ¿es posible adquirir una señal de EMG con un dispositivo portable y transmitirla por Bluetooth?
- **Demostración:** Ya hay productos en el mercado que embotran esta tecnología, pero son muy costosos. El objetivo es emplear Bluetooth de baja energía y conseguir implementar un diseño más barato, que emplee además tecnología electrónica reciente.
- **Redacción de la memoria:** Recogiendo correctamente el material desarrollado en las etapas anteriores, el resultado de esta etapa es el propio documento del Trabajo Fin de Grado (TFG).

En cierta forma, estos cinco pasos se asemejan a los que componen el método científico, como ya propusiera en 1620 el filósofo británico Francis Bacon.

1.5. Estructura del proyecto

La presente memoria se organiza en un conjunto de Capítulos. A continuación se describe brevemente qué se aborda en cada uno de ellos.

- **Capítulo 1. *Introducción*** : en este capítulo se justifica la realización de este proyecto, sus motivos y objetivos, y el camino para llegar a los resultados esperados.
- **Capítulo 2. *Fundamentos histofisiológicos del músculo esquelético***: En este capítulo se aborda la base biológica sobre la que se sustenta el proyecto. El origen de estas bioseñales electromiográficas y su transmisión.
- **Capítulo 3. *Fundamentos de la electromiografía*** : En este capítulo se describe en qué consiste la prueba de diagnóstico electromiográfica y el equipo necesario para llevarla a cabo.
- **Capítulo 4. *Desarrollo del proyecto*** : En este capítulo se lleva a cabo el desarrollo del equipo de adquisición y transmisión de la señal electromiográfica.

- **Capítulo 5. *Pruebas de verificación y validación*** : En este capítulo se pretende comprobar qué requisitos de los que se han definido en el capítulo 4, cumple el dispositivo.
- **Capítulo 6. *Conclusiones y líneas futuras***: En este capítulo se expondrán las conclusiones y se comentará qué líneas se pueden seguir con el objeto de mejorar el dispositivo.

Capítulo 2

Fundamentos histológicos y fisiológicos del músculo estriado esquelético

2.1. Tejido muscular

La composición de nuestro organismo sigue una organización jerárquica piramidal, de manera que la unidad mínima más sencilla del mismo es la célula y la más compleja, un sistema. Un conjunto de células especializadas, diferenciadas y organizadas forman un tejido, que es la base, a su vez, de los órganos y por tanto, de un sistema completo.

En nuestro organismo encontramos varios tipos de tejidos: el tejido epitelial, el tejido conjuntivo, el tejido nervioso, el tejido cartilaginoso, el tejido adiposo, el tejido óseo y el tejido muscular. Éste último se compone de células alargadas que contienen gran cantidad de filamentos citoplasmáticos de proteínas contráctiles, actina y miosina, las cuales, a su vez, generan las fuerzas necesarias para la contracción de ese tejido con el uso de la energía almacenada en las moléculas de ATP (Junqueira and Carneiro, 2005).

El músculo se puede organizar internamente de tres formas distintas y clasificar, por tanto, en: tejido muscular estriado esquelético, tejido muscular estriado cardiaco y tejido muscular liso (Junqueira and Carneiro, 2005). En nuestro caso, cuando hablemos de tejido muscular, nos estaremos refiriendo únicamente al primero, que es el que más nos compete para el presente proyecto.

Los orgánulos de las células del tejido muscular reciben nombres específicos, que son distintos a los que se utilizan en una célula animal común. De esta forma, hablaremos de sarcolema cuando nos refiramos a la membrana plasmática, de sarcoplasma para el citosol y, por último, de retículo sarcoplasmático para el retículo endoplasmático liso (Junqueira and Carneiro, 2005).

2.2. Organización del tejido muscular esquelético

El músculo estriado esquelético está formado por fascículos de células cilíndricas muy largas y multinucleadas que presentan estriaciones transversales. Esas células, o fibras, de contracción rápida, se hallan sujetas al control voluntario y su diámetro es muy pequeño, variando entre los 10 y 100 μm . Los núcleos de las fibras se localizan en su periferia, cerca del sarcolema (Junqueira and Carneiro, 2005). Esta organización se puede apreciar en la Figura 2.1.

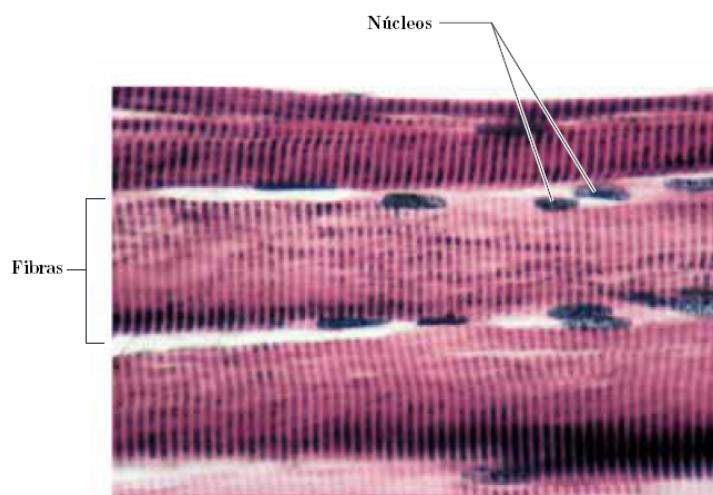


Figura 2.1: Visualización de la multinucleación del músculo esquelético y el conjunto de fibras que lo forman (Stuart, 2003)

Estas fibras musculares, se encuentran envueltas, en los músculos que presentan un tamaño relativamente grande, por una capa de tejido conjuntivo denominada epimisio, que recubre la totalidad del músculo. Del epimisio parten tabiques de tejido conjuntivo que separan los fascículos, denominados perimisio. Cada fibra muscular individual está envuelta por el endomisio (Junqueira and Carneiro, 2005). Esta organización, de nivel superior al descrito en el párrafo anterior, se muestra en la Figura 2.2.

La interacción entre el tejido conjuntivo y el tejido muscular garantiza que las fibras musculares permanezcan unidas, lo que posibilita que la fuerza generada por cada fibra, individualmente, actúe sobre el músculo entero. Asimismo, el tejido conjuntivo cumple las veces de medio de transmisión de fuerzas desde el músculo hacia los tendones y huesos (Junqueira and Carneiro, 2005).

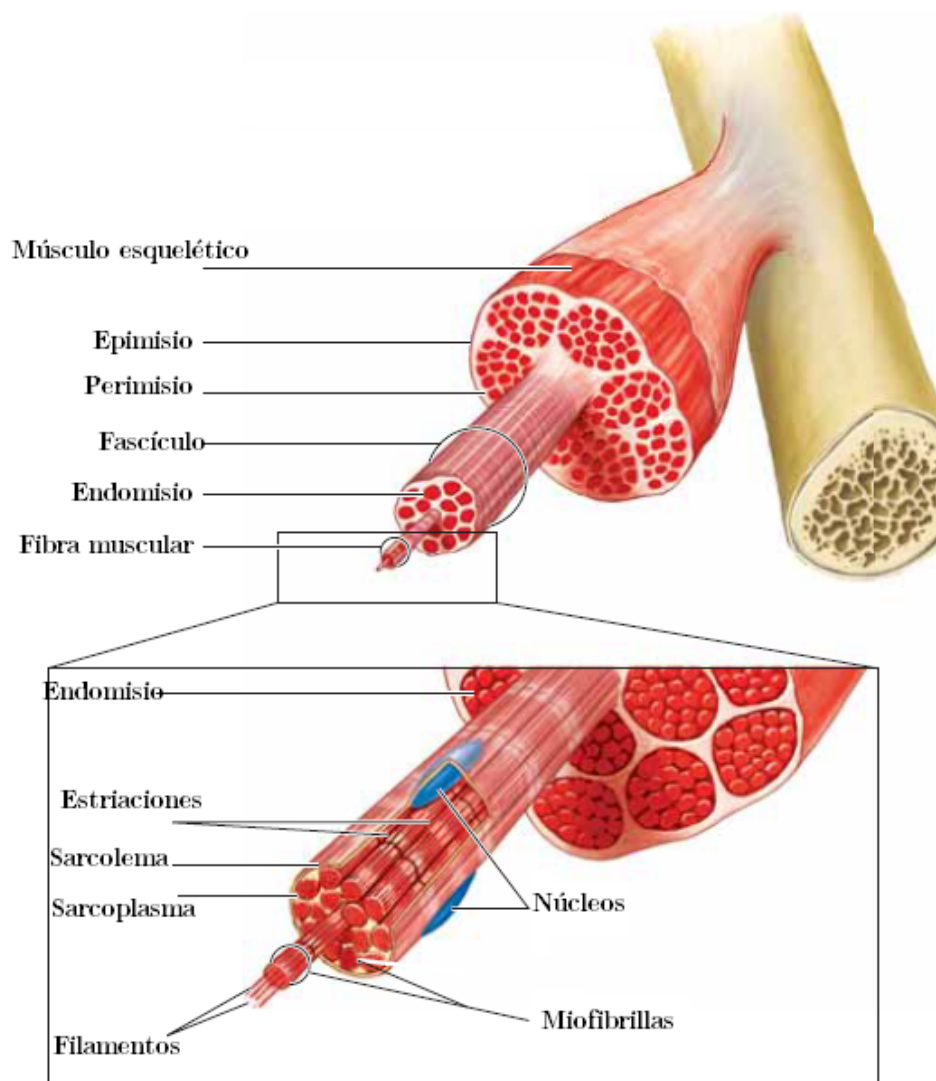


Figura 2.2: Esquema de la organización del músculo esquelético, repasando la anatomía recogida en el texto. (Stuart, 2003)

2.3. Organización de las fibras musculares esqueléticas

Las fibras musculares esqueléticas presentan estriaciones transversales debido a la repetición de unidades iguales, denominadas sarcómeros, y a la alternancia de bandas claras y oscuras. La banda oscura, denominada banda A, es anisotrópica, es decir, en función de la dirección en la que la examinemos, presenta unas características u otras. En el centro de la banda A aparece una línea clara, denominada la banda H, que no debemos confundir con las bandas claras, más anchas que éstas. Por el contrario, la banda clara, denominada banda I, es isotrópica, es decir, sus características son iguales, aunque cambiemos la dirección de examinación. En el centro de cada banda I aparece una línea transversal oscura, la línea Z (Junqueira and Carneiro, 2005). Se puede visualizar esta estructura en la Figura 2.3.

2.4. Filamentos de actina y miosina

En el sentido longitudinal de las miofibrillas, y en distribución simétrica y paralela, aparecen los filamentos de actina y miosina. Los primeros son finos y parten de la línea Z hacia el borde externo de la banda H. Los filamentos de miosina ocupan la parte central del sarcómero. Como resultado de esta distribución tenemos que la banda I queda formada por filamentos de actina, la banda A por filamentos de actina y miosina, y la banda H solo por filamentos de miosina (Junqueira and Carneiro, 2005). Este efecto se muestra en la Imagen B de la Figura 2.3.

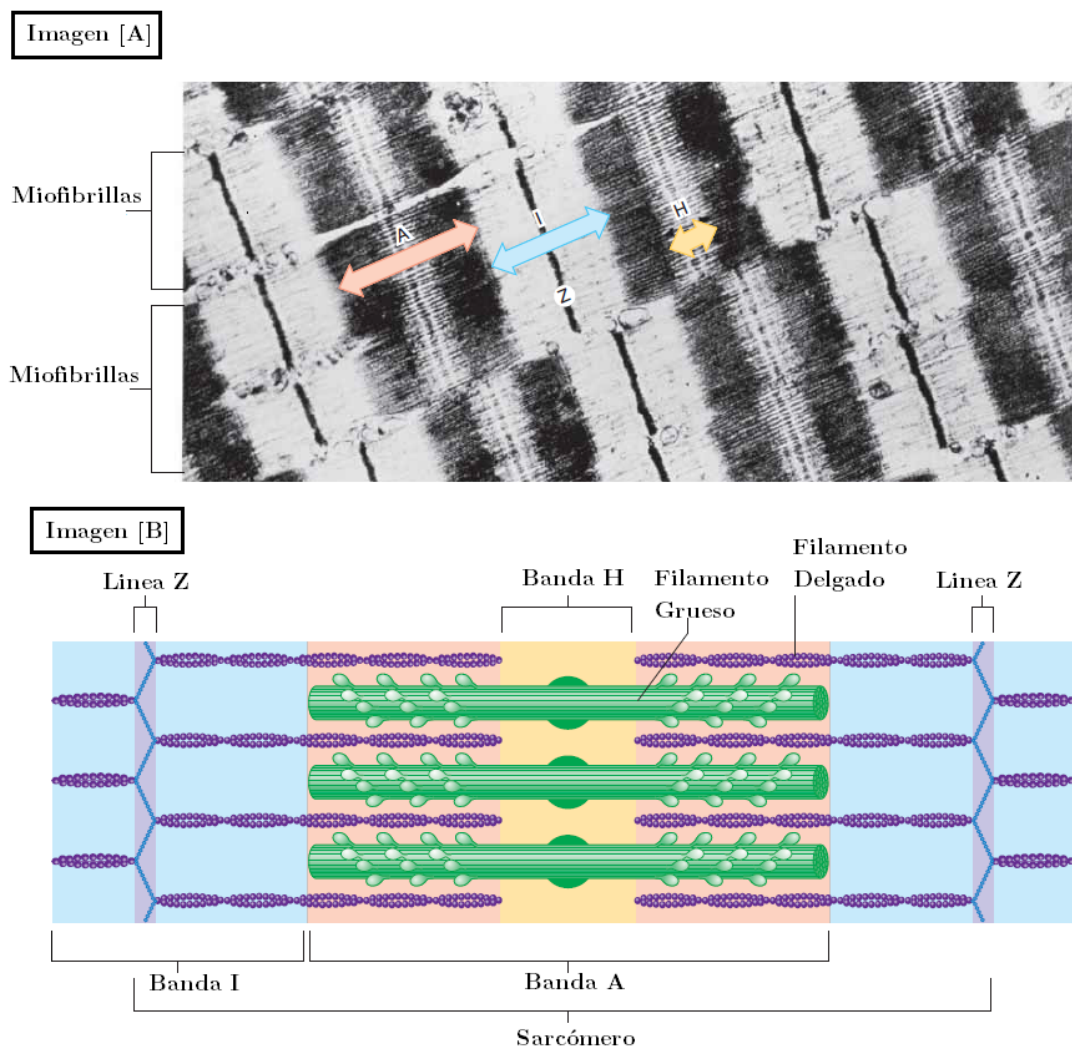


Figura 2.3: Imagen [A]: Micrografía electrónica de un corte longitudinal de miofibrillas, que muestra el patrón de bandas característico del músculo estriado.

Imagen [B]: Ilustración de la disposición de los filamentos gruesos y delgados que produce el patrón de bandas. Los colores usados en [A] para describir diferentes bandas y estructuras corresponden a los colores de [B] (Stuart, 2003)

2.5. Contracción muscular

El proceso de contracción y relajación muscular está directamente relacionado con la concentración de Ca^{+2} que hay en el sarcoplasma, de manera que cuando está relajado la concentración es baja, mientras que cuando está contraído, ésta ha incrementado. El retículo sarcoplasmático almacena y regula el flujo de iones Ca^{+2} . Este retículo es una red de cisternas que envuelve los grupos de filamentos y los separa en fascículos cilíndricos. Cuando el estímulo nervioso despolariza la membrana del retículo sarcoplasmático, los canales de Ca^{+2} se abren y esos iones, que estaban almacenados en las cisternas, se difunden de forma pasiva (sin gasto de energía) y actúan sobre las moléculas de troponina, lo que posibilita la formación de puentes de actina-miosina. Cuando la despolarización cesa, por proceso activo (consumo de energía), se transfiere Ca^{+2} hacia el interior de las cisternas, por lo que se interrumpe la actividad contráctil (Mulroney and Myers, 2016). (ver Figura 2.4)

La despolarización comienza en la placa motora, que es la unión entre el músculo y la motoneurona. Esta motoneurona es capaz de estimular a multitud de fibras musculares. Cada neurona motora somática, junto con todas las fibras musculares que inerva, se conoce como unidad motora (Stuart, 2003).

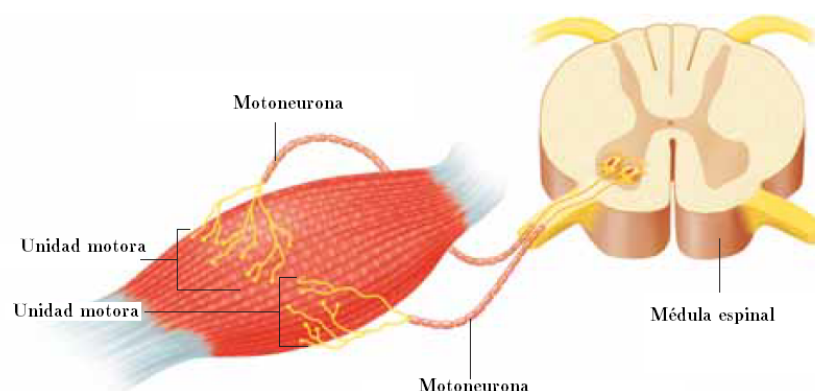


Figura 2.4: Ilustración de un músculo que contiene dos unidades motoras (Stuart, 2003)

En realidad, un músculo contendría muchos cientos de unidades motoras y cada unidad motora contendría muchas más fibras musculares que las que se muestran en la Figura 2.4. Las unidades motoras pequeñas realizan movimientos finos, como los movimientos de los dedos y los ojos, mientras que las unidades motoras grandes realizan los movimientos más gruesos. La fuerza de contracción de los músculos esqueléticos aumenta con el reclutamiento de unidades motoras y la suma de contracciones (Mulroney and Myers, 2016).

Todas las fibras musculares asociadas a una unidad motora se contraerán simultáneamente. Se puede conseguir una mayor contracción reclutando más unidades motoras (sumación espacial) (Mulroney and Myers, 2016).

2.6. Potencial de membrana en reposo

El potencial de membrana en reposo, también conocido como potencial en estado de equilibrio, se crea mediante la difusión pasiva de iones a través de una membrana selectivamente permeable, produciendo una separación de carga. Por convenio, se nombra el potencial intracelular respecto al potencial extracelular. En el tejido muscular estriado esquelético, como en cualquier otra célula excitable, se transmite un potencial de acción cuando se supera el umbral del potencial de membrana en reposo (Mulroney and Myers, 2016).

2.7. Potencial de acción

El potencial de acción es un fenómeno de las células excitables, como las del nervio y el músculo, que consiste en una rápida despolarización (ascendente), consecuencia de un estímulo eléctrico o químico, seguida de una repolarización del potencial de membrana (Costanzo et al., 2000).

El potencial de acción constituye el mecanismo por el que se transmite la información a través de la sinapsis¹ desde el sistema nervioso a todos los tipos de músculo. Seguido de un potencial de acción tenemos un potencial de membrana en reposo (Tortora and Derrickson, 2008).

Un potencial de acción se produce o no, de modo que el potencial de acción es una respuesta de todo o nada.

Asociado a los potenciales de membrana y acción, encontramos la siguiente terminología:

- **Despolarización:** es el proceso por el que se hace menos negativo el potencial de membrana (Costanzo et al., 2000).
- **Hiperpolarización:** es el proceso de hacer el potencial de membrana más negativo (Costanzo et al., 2000).
- **Corriente de entrada:** flujo de carga positiva que entra en la célula. La corriente de entrada despolariza el potencial de membrana (Costanzo et al., 2000).
- **Corriente de salida:** flujo de carga positiva hacia el exterior de la célula. La corriente de salida hiperpolariza a la célula (Costanzo et al., 2000).

¹Una sinapsis es un lugar donde la información se transmite de una célula a otra (Costanzo et al., 2000).

- **Potencial umbral:** potencial al cual se iniciará un potencial de acción por el aumento de la conductancia de iones (Na^+ en muchos casos) (Mulroney and Myers, 2016).
- **Periodo refractario absoluto (PRA):** comienza con el inicio del potencial de acción y durante el mismo es imposible provocar un segundo potencial de acción (Mulroney and Myers, 2016).
- **Periodo refractario negativo (PRR):** se puede evocar un segundo potencial de acción, pero con un estímulo mayor de lo normal (Mulroney and Myers, 2016).

2.8. Análisis del potencial de acción por etapas

La Figura 2.5 muestra un ejemplo conceptual de un potencial de acción. Se pueden identificar las siguientes etapas:

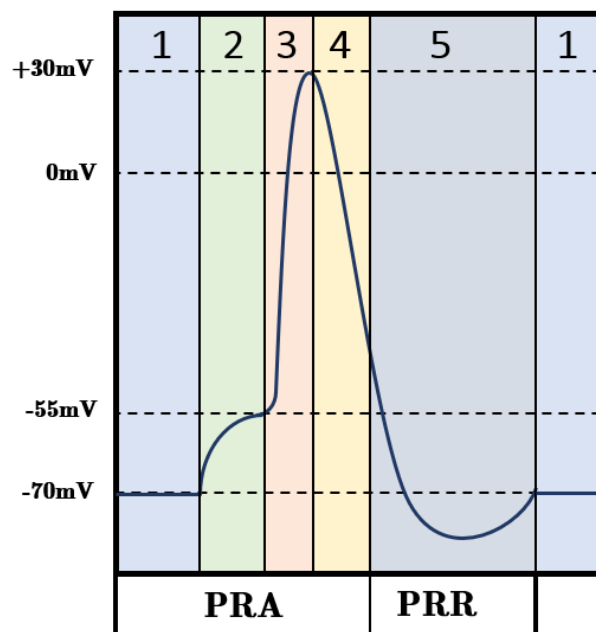


Figura 2.5: Ejemplo conceptual de un potencial de acción (Elaboración propia)

- **Etapa 1:** Potencial de membrana de reposo: los canales de Na^+ regulados por voltaje están en estado de reposo y los canales de K^+ están cerrados (Tortora and Derrickson, 2008).
- **Etapa 2:** Los estímulos producen la despolarización hasta el valor umbral (Tortora and Derrickson, 2008).
- **Etapa 3:** Las compuertas de activación de los canales de Na^+ están abiertas (Tortora and Derrickson, 2008).

- **Etapa 4:** Los canales de K^+ están abiertos: los canales de Na^+ se están desactivando (Tortora and Derrickson, 2008).
- **Etapa 5:** Los canales de K^+ todavía permanecen abiertos: los canales de Na^+ están en estado de reposo (Tortora and Derrickson, 2008).

Capítulo 3

Fundamentos de la electromiografía

3.1. Principios técnicos

La electromiografía es una técnica que permite conocer el estado de las unidades motoras que conforman el sistema neuromuscular donde se mide. La señal que mediremos para evaluar dicho estado se incluye en el grupo de las bioseñales, siendo generada durante la contracción de los músculos a cargo del sistema nervioso, tal y como se explica en el Capítulo 2 (Lúzar et al., 2005). En el artículo “*Conceptos básicos para el análisis del EMG*” (Caballero et al., 2002), se clasifica el EMG en tres grupos:

- **EMG de reposo:** actividad electromuscular basal.
- **EMG voluntario:** actividad electromuscular cuando se realiza un esfuerzo.
- **EMG con potenciales evocados:** actividad electromuscular ante una contracción mediante estimulación eléctrica.

Por otro lado, en el artículo “*Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas*” (Useros et al., 2009) se clasifica en los siguientes grupos:

- **En reposo:** Estando el músculo completamente relajado no debe registrarse ninguna actividad. La presencia de actividad espontánea, sea de fibras musculares aisladas o de unidades motoras, debe considerarse anormal.
- **Durante una contracción débil:** Para registrar potenciales de acción de unidades motoras, el paciente debe realizar una contracción débil y mantenida. Con ello activa un escaso número de unidades motoras y pueden captarse las descargas de los potenciales de acción de unidades motoras correspondientes. Si el grado de contracción es excesivo, se activan demasiadas unidades motoras y las curvas de las descargas se superponen unas a otras, por lo que sus respectivas formas de onda se distorsionan.
- **Durante una contracción voluntaria máxima:** La actividad EMG alcanzada durante una contracción máxima informa sobre la población de unidades motoras funcionales.

A priori, ambas clasificaciones parecen ser semejantes, pero en la primera, no se clasifica el EMG en función de la fuerza ejercida por el paciente, sino, por el tipo de contracción que se está realizando.

La señal de EMG adquiere ruido mientras viaja a través de diferentes tejidos. Además, si se emplea para su medida un electromiógrafo superficial, se recogen señales de diferentes unidades motoras activas en un mismo instante de tiempo, lo que puede generar interacción de diferentes señales (Lúzar et al., 2005). A esta interacción ruidosa se le conoce como *crosstalk*, y básicamente consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos (Massó et al., 2010).

3.2. La señal de electromiografía

La señal EMG, como ya se ha mencionado con anterioridad, se clasifica en el grupo de las bioseñales. Éstas se caracterizan por tener asociado una gran cantidad de ruido, que proviene principalmente del mencionado *crosstalk*. Otro de los motivos de la contaminación de la señal es el ruido proveniente de los propios componentes electrónicos empleados en el diseño de los sistemas de adquisición. También son fuentes de ruido las fuentes de alimentación, y la interacciones con campos magnéticos, debidas normalmente a la existencia de otros instrumentos electrónicos cerca del equipo de medida.

En cuanto a la caracterización de esta señal, cabe recalcar que se obtienen datos dispares dependiendo del libro, artículo o web consultada. El rango de frecuencias de una señal electromiográfica superficial suele estar comprendido entre los 0Hz y los 500Hz, con la máxima concentración de energía entre los 150Hz y los 200Hz. Si bien, hay que tener en cuenta que hay un desplazamiento hacia las altas frecuencias en función de la disminución de las fibras musculares (Potvin, 1997). Asimismo, el voltaje de pico a pico de estas señales no suele sobrepasar los 10mV (Fernández et al., 2007).

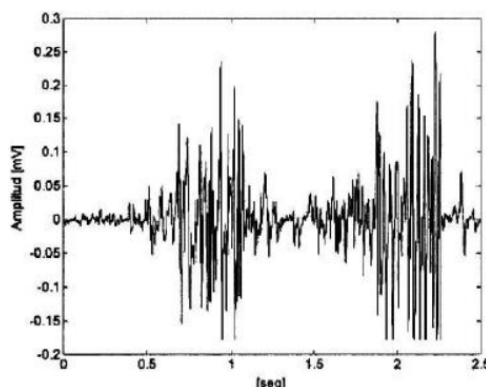


Figura 3.1: Registro de un EMG superficial de muñeca (Fernández et al., 2007).

Por otro lado, cuando se aplican electrodos superficiales en la captura del EMG, la distancia entre la fuente emisora de la señal (el músculo en estudio) y los electrodos,

resulta una variable significativa. Cuando la impedancia electrodo-piel entre el material del electrodo y la superficie de la piel se distribuye equitativamente, y cuando es baja en comparación con la impedancia de entrada del amplificador pero alta en comparación con las impedancias dentro del tejido, puede argumentarse fácilmente que el potencial medido por un electrodo es igual al promedio de la distribución del potencial sobre la piel debajo de él. Como consecuencia, la influencia del tamaño del electrodo también se puede describir como un filtro de paso bajo espacial (Merletti and Parker, 2004). La posición de los electrodos y la distancia entre éstos cobra, por todo lo descrito, una importancia muy significativa. De hecho, si analizamos una única fibra muscular, se puede apreciar como, en función de la distancia entre los electrodos, la señal cambia. (ver Figura 3.2)

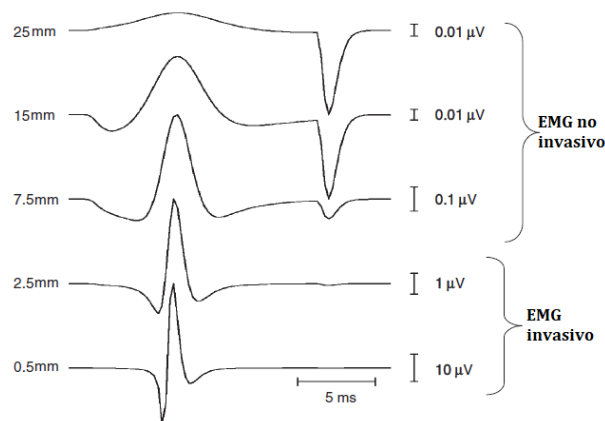


Figura 3.2: Señal de EMG de una fibra muscular aislada (Merletti and Parker, 2004). A la izquierda de cada forma de onda se muestra la distancia entre electrodos. Se proporciona más información en el texto.

El efecto se muestra en la Figura 3.2. Los potenciales de acción están calculados a partir de una única fibra muscular. La distancia de observación a la fibra muscular disminuye desde 25mm (trazo superior, grabación monopolar de la piel desde una única fibra en una unidad motora profunda) hasta 0.5mm (mínimo registro, electrodo de aguja monopolar cerca de la fibra). Podemos observar que la amplitud es mayor cuanto más cerca del músculo estamos. En otras palabras, si se emplean electrodos de aguja (lo que constituiría un método invasivo y costoso), la amplitud y la resolución de la señal es mayor y mejor. En cambio, si se emplean electrodos de superficie, cuanto más lejos se encuentran éstos del músculo, menor amplitud tendrá la señal.

Una alternativa muy interesante es emplear un array de electrodos superficiales, que muestrean los potenciales generados por las fibras musculares sobre la piel en muchos puntos diferentes a lo largo del músculo (Figura 3.3). Las matrices de electrodos lineales que se han propuesto para ello se componen de electrodos puntuales, a partir de los cuales se pueden extraer señales diferenciales simples o dobles. Se ha demostrado que estos sistemas proporcionan información sobre propiedades anatómicas únicas de unidades motoras, como la ubicación de las zonas de inervación y la longitud de las fibras musculares (Merletti and Parker, 2004).

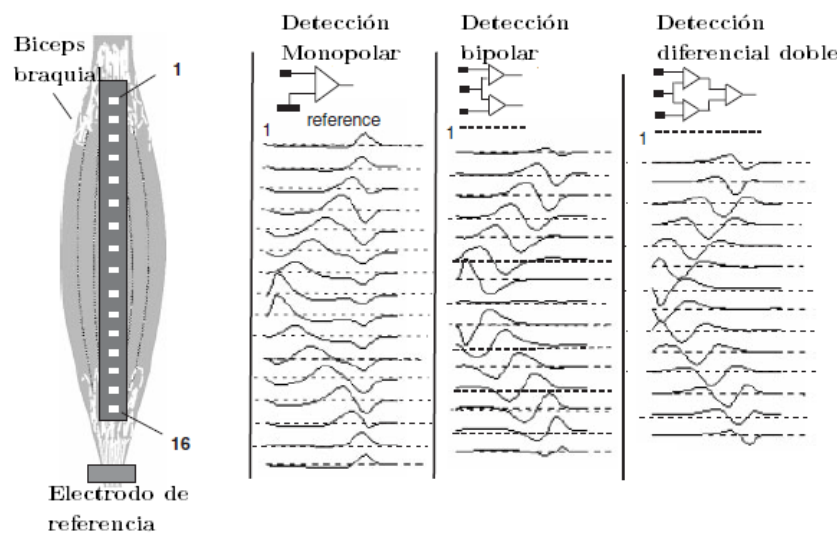


Figura 3.3: Modalidades de detección de señales EMG de superficie con matrices de electrodos lineales. (Merletti and Parker, 2004)

La Figura 3.4 muestra señales detectadas por matrices de electrodos del músculo bíceps braquial de un sujeto con miotonía generalizada. El bloqueo de la conducción de los potenciales de acción de una unidad motora puede detectarse claramente mediante las grabaciones de EMG de superficie multicanal. El paciente está disminuyendo la fuerza debido a una paresia transitoria típica de esta patología (Miotonía). Se puede apreciar como se bloquea la conducción de la señal. Con un solo par de electrodos no se puede extraer tal información (Merletti and Parker, 2004)

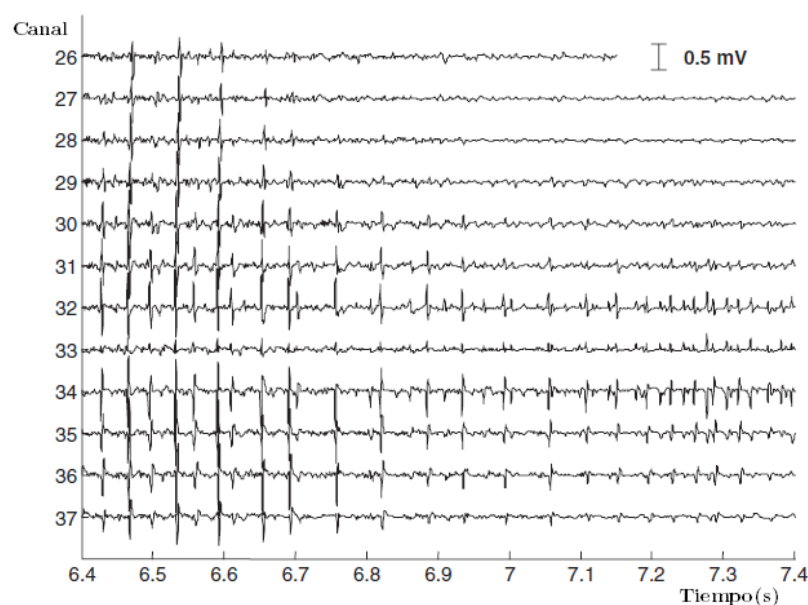


Figura 3.4: Registro de EMG multicanal (Merletti and Parker, 2004)

La señal de EMG que un experto sanitario pueda analizar ha de tener una determinada forma, a partir de la cual se le puedan detectar distintos patrones y características. Para ello, la señal de EMG ha de ser adquirida y tratada con un buen sistema, con componentes

aptos para trabajar en condiciones desfavorables, por el ruido mencionado al comienzo de esta Sección, y con el objeto de llegar a tener una señal como la mostrada en la Figura 3.5. Para ello hemos de emplear un buen equipo de adquisición.

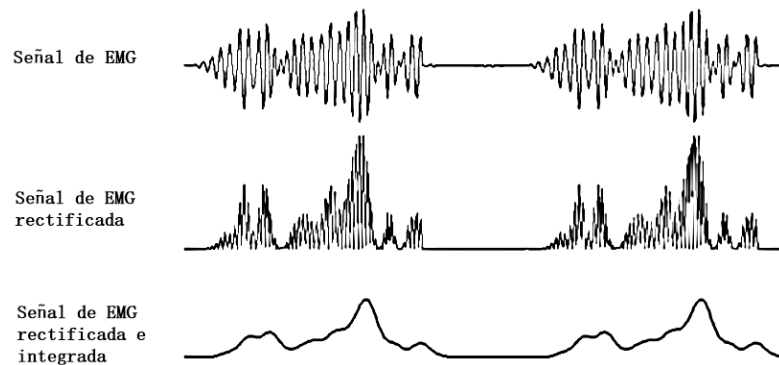


Figura 3.5: Señal de EMG adquirida y tratada (AdvancerTech, 2018)

3.3. Equipo de adquisición

Al equipo de adquisición del EMG se le conoce como electromiógrafo. Comúnmente, el electromiógrafo estará formado por el conjunto de dispositivos que permiten capturar y mostrar la actividad eléctrica de los músculos, siendo su objetivo el de diagnosticar patologías nerviosas o musculares. Como mínimo, el diseño debe incluir un conjunto de electrodos, un *front-end* que acondicione la señal capturada, y una unidad de procesamiento.

Podemos encontrar muchos tipos de electromiógrafos en función de su tamaño, el número de canales, con potenciales evocados (son señales nerviosas producidas como respuesta a estímulos que se utilizan para diagnosticar alguna alteración en diversos sistemas), portátiles con interfaz propia en el dispositivo, portátiles sin interfaz, configurados para PC, etc. En la Figura 3.6 se muestran algunos ejemplos.



Figura 3.6: Distintos tipos de electromiógrafos presentes en el mercado. (Expo, 2017)

Un ejemplo de diseño de sistema de adquisición puede ser el siguiente: (i) en principio disponemos una etapa de pre-amplificación con un amplificador de instrumentación; (ii) añadimos después un filtro paso-alto, cuya frecuencia de corte ha de estar en torno a los 5Hz; (iii) un rectificador de onda; y (iv) un filtro paso-bajo con una frecuencia de corte entre los 400-500Hz (Merletti, 1999). . Con dicho esquema se pretende dar respuesta a las etapas que componen el modelo de adquisición de la señal EMG que se muestra en la Figura 3.7. El electrodo realiza la transducción de la señal (1), los filtros paso-alto y paso-bajo acotan la señal a tratar (2); el amplificador de instrumentación preamplifica el biopotencial (3), el rectificador lleva a cabo el proceso al que nombra (4), y, finalmente, deberemos integrar la señal (5). Los Apartados 3.4 y 3.5 proporcionan información adicional sobre dos de los elementos básicos en este esquema: el amplificador de instrumentación (Apartado 3.4) y los electrodos (Apartado 3.5).

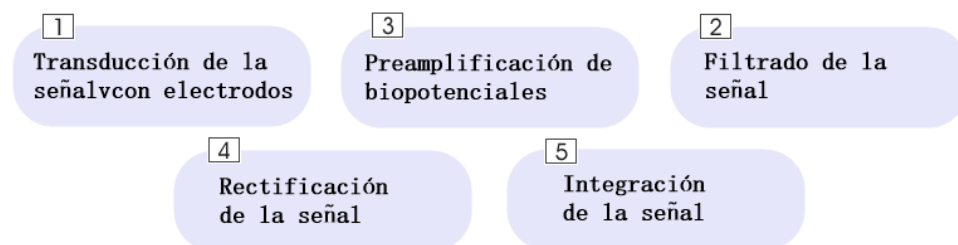


Figura 3.7: Modelo de adquisición de la señal EMG (elaboración propia)

3.4. Amplificador de instrumentación

En bioelectrónica, cuando se trabaja con electrodos a fin de recoger señales procedentes del cuerpo humano, es necesaria una primera etapa que “prepare” la señal para ser procesada. Como estas señales suelen ser de amplitud muy pequeña (de orden de mV), es necesario preamplificarlas. Este proceso se suele llevar a cabo usando un amplificador de instrumentación que, de forma básica, es un amplificador diferencial formado a base de amplificadores operacionales, diseñado principalmente para trabajar con señales críticas y en ambientes incluso hostiles. Se caracteriza por ser un amplificador muy preciso y estable. De esta forma, este tipo de amplificadores presentan como características:

- Elevada impedancia de entrada, para que la ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- Elevada relación de rechazo de modo común (CMRR) en todo el rango de frecuencias en el que opera.
- Ganancia estable y variable monoresistencia.
- Elevado ancho de banda
- Independencia entre la ganancia y el ancho de banda.

- Tensión y corrientes de asimetría (*offset*) bajas, con pequeña deriva de temperatura con el objeto de trabajar con señales muy pequeñas.
- Impedancia de salida baja, para que la ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- Factor de ruido próximo a uno (en otras palabras, que no cree ruido).

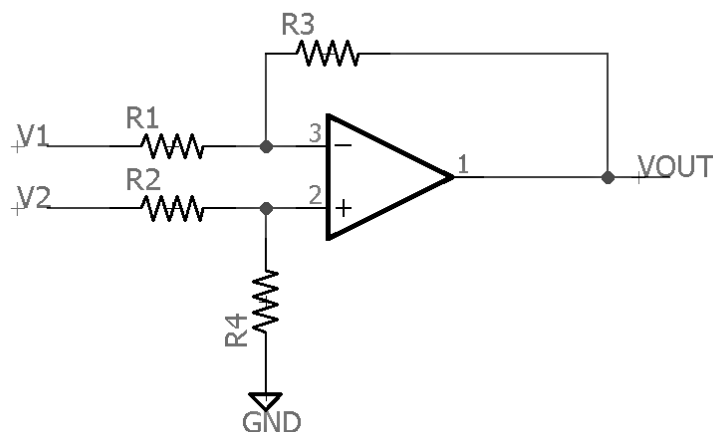


Figura 3.8: Amplificador restador (Elaboración propia)

El amplificador de instrumentación más sencillo es el formado por un amplificador restador como el de la Figura 3.8. Idealmente, interesaría que el CMRR fuese infinito pero, en la práctica, factores como la diferencia entre las resistencias, hace que no lo sea. Por otro lado, en el amplificador de instrumentación tienen un efecto las corrientes parásitas en la caída de tensión en las masas.

Podemos definir:

- V_a : diferencia de potencial entre V_1 y GND.
- V_b : diferencia de potencial entre V_2 y GND.
- V_c : diferencia de potencial entre V_{out} y GND.

- Sin señales parásitas: $V_{out} = G(V_2 - V_1)$
- Con corrientes parásitas: $V_{out} = G((V_2 + V_b) - (V_1 + V_a)) + V_c$

Como ambas corrientes parásitas afectan por igual a ambas entradas, cuando el CMRR es elevado, la tensión V_c es casi igual que la salida sin corrientes parásitas. De este modo, cuanto mayor es el CMRR más se compensa este efecto.

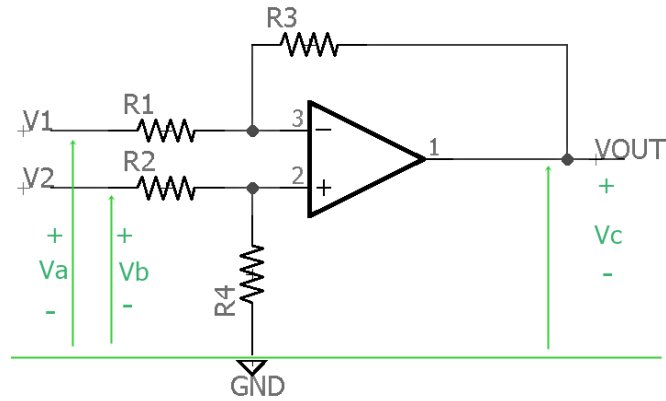


Figura 3.9: Efecto de las corrientes parásitas (Elaboración propia).

La configuración más usual es utilizar dos amplificadores, conectados a cada una de las sus entradas, y posteriormente un amplificador en configuración restadora como en la Figura 3.10. Esto no mejora el CMRR, que aún sigue dependiendo del correcto apareamiento de resistencias. No obstante, eleva la impedancia de entrada e independiza la ganancia de ésta.

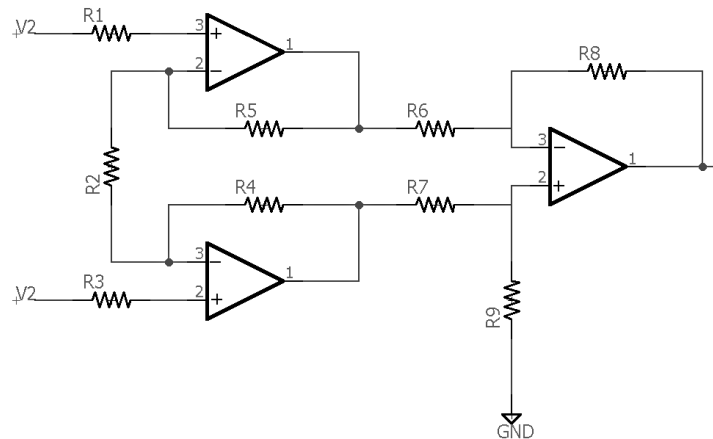


Figura 3.10: Amplificador de instrumentación (elaboración propia).

Para $R_5 = R_4$ | $R_6 = R_7$ | $R_8 = R_9$

$$V_{out} = \frac{R_8(2R_5 + R_G)}{R_6 R_G} (V_2 - V_1)$$

3.5. Electrodo

Los electrodos son dispositivos que se colocan en contacto con algún órgano del cuerpo, con la finalidad de capturar biopotenciales. Es decir, se puede afirmar que actúan como interfaz entre el sistema donde se mide y el sistema de medida. En el organismo, las corrientes que circulan son iónicas, mientras que, en los sistemas electrónicos, la corriente que circula se debe al movimiento de electrones. Los electrodos convierten la corriente iónica en corriente electrónica, y, por tanto, cumplen una función de transducción. Asimismo, desde el punto de vista del diseño electrónico, el electrodo determina, casi exclusivamente, la relación señal-ruido (SNR) (Gerdle et al., 1999)

Existen distintos tipos de electrodos para medir biopotenciales. Algunos son diseñados para adaptarse a ciertas mediciones muy específicas, otros se diseñan para tener una buena relación señal-ruido. Podemos agrupar a los principales electrodos en tres categorías: superficiales, de aguja y microelectrodos (Tucci, 2007).

3.5.1. Microelectrodos

Los microelectrodos son empleados para medir la diferencia de potencial que se establece entre la parte interna y externa de la membrana celular. La medida permite analizar el comportamiento de la membrana en función de los potenciales eléctricos existentes. Para efectuarla, se coloca una punta del electrodo dentro de la célula y otro en la parte externa, y se mide la diferencia de potencial (Tucci, 2007).



Figura 3.11: Red de microelectrodos empleables en electrofisiología celular (Expo, 2017)

3.5.2. Electrodo de aguja

Similares a los electrodos de alambre fino pero, en lugar de retirar la aguja para dejar el electrodo insertado, ésta permanece atravesando la piel durante la prueba. Su inconveniente es que es invasiva y dolorosa para el paciente, pero es muy exacta. Están fabricados con finos alambres de zinc, acero inoxidable, tungsteno o aleaciones de platino. No puede emplearse cobre o plata, puesto que estos elementos son tóxicos para las células (Tucci, 2007).



Figura 3.12: Electrodo de aguja empleado en EMG (Expo, 2017)

3.5.3. Electrodos de superficie

Los electrodos de superficie se colocan en la piel, sobre el músculo. Deben proporcionar un buen contacto, una baja impedancia, poco ruido y un comportamiento estable. Los usados más habitualmente y aconsejados por la SENIAM (*Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles*), son los de $Ag/AgCl$ (Aparicio, 2005). Básicamente, estos electrodos consisten en una superficie metálica conectada al instrumento de medida por medio de un conductor. En la parte inferior, dependiendo del tipo de electrodo, se aplica un gel. Se mantienen en contacto con la piel por medio de correas elásticas, por succión o por medio de superficies adhesivas (Tucci, 2007).

Existen dos tipos de electrodos de superficie:

- **Electrodo de superficie seco:** Los electrodos secos se utilizan principalmente en aplicaciones donde la geometría o el tamaño de los electrodos no permite el gel (Gerdle et al., 1999).
- **Electrodo de superficie flotante:** En los electrodos flotantes, la pasta electrolítica está embebida en una esponja o adhesivo. La esponja está en contacto con la piel por una cara y por la otra firmemente adherida al electrodo metálico (Tucci, 2007). A este tipo pertenecen los mencionados electrodos de $Ag/AgCl$.



Figura 3.13: Izquierda: electrodo seco. Derecha: electrodo flotante. (Expo, 2017)

Capítulo 4

Desarrollo del proyecto

Este Capítulo recoge el trabajo de diseño y desarrollo llevado a cabo para dar forma al dispositivo propuesto en este Trabajo Fin de Grado. Por ello, el Capítulo se organiza en los pasos que, no siempre estrictamente secuenciados, se han seguido en dicho desarrollo:

- Revisión del estado de la técnica
- Captura de requisitos
- Diseño del diagrama de bloques del dispositivo
- Selección de componentes
- Desarrollo del hardware
- Desarrollo del software

La presente relación aporta detalles adicionales sobre la Metodología ya descrita en el Capítulo de Introducción de la presente memoria. A continuación se desarrollan cada uno de estos puntos.

4.1. Revisión del estado de la técnica

Una vez fijado el objetivo básico del presente Trabajo Fin de Grado, el de diseñar un dispositivo para capturar EMG superficial, el primer paso será llevar a cabo una revisión bibliográfica exhaustiva de artículos científicos, publicaciones en conferencias, patentes e informes técnicos, relacionados con el tema. La idea de esta búsqueda es poder determinar las técnicas que actualmente se emplean. Por ello también se examinarán productos existentes en el mercado. Se evaluarán tanto las características propias del EMG como aspectos adicionales que incluyen el coste, y la disponibilidad y especificaciones de diferentes circuitos integrados que podrían incluirse en el diseño. En la Tabla 4.1 se recogen datos de los artículos y dispositivos comerciales que se han considerado como más significativos e interesantes, siempre desde mi punto de vista. De la Tabla se desprende que los sistemas de captura del EMG tienen normalmente un único canal de medida, que procesan la

señal tanto analógica como digitalmente, y que suelen emplear un microcontrolador como elemento de control del sistema. En la selección se han priorizado opciones portátiles y se ha incluido una opción inalámbrica (?).

Tabla 4.1: Revisión bibliográfica relacionada con el diseño EMG [1].

| Referencia | Aplicación | Situación | Complejidad | Canales | Procesamiento | Control |
|---|---------------------------------------|---------------|-------------|---------|-------------------|------------------|
| (AdvancerTech, 2014) | Front-end | Comercial | Media/Baja | 1 | Analógico | Microcontrolador |
| (SparkFun, 2014) | Portátil con electrodos embebidos | Comercial | Media/Baja | 1 | Analógico/Digital | Microcontrolador |
| (Barone and Merletti, 2013) | HD-EMG en tiempo real | Investigación | Alta | 64-424 | Analógico | FPGA |
| (Urbina Rojas and Martínez Santa, 2012) | Portátil e interfaz USB | Investigación | Media | 4 | Analógico/Digital | Microcontrolador |
| (?) | Basado en labView | Investigación | Media | 2 | Analógico/Digital | Microcontrolador |
| (?) | Inalámbrico con sistema Master-Slaved | Investigación | Media/Alta | 1 | Analógico/Digital | Microcontrolador |

Los datos en la Tabla 4.1 se complementan con los recogidos en la Tabla 4.2. En esta nueva tabla se referencian los mismos sistemas, pero ahora se capturan parámetros técnicos más específicos. En concreto se ha capturado, en los casos que ha sido posible, los siguientes datos:

- **Vss:** Alimentación.
- **ADC:** Conversor analógico-digital.
- **SF:** Frecuencia de muestreo.
- **WB:** Ancho de banda.
- **Ganancia:** Ganancia total del sistema.
- **CMRR:** Factor de rechazo al modo común.
- **Comunicación serie:** Protocolo de comunicación del dispositivo.

Se observa como la frecuencia de muestreo está en torno a 1kHz (periodo de 1ms), el ancho de banda en el margen 10-500Hz, y el CMRR es siempre mayor de 90dB. En cuanto a los conversores existen diferencias muy significativas, por lo que no podemos determinar de este análisis una preferencia. Tampoco en la alimentación típica de estos sistemas.

Tabla 4.2: Revisión bibliográfica relacionada con el diseño EMG [2].

| Referencia | Vss | ADC | SF | WB | Ganancia | CMRR | Comunicación serie |
|---|--|---------|--------|----------|----------|--------|--------------------|
| (AdvancerTech, 2014) | $\pm 3V$ | | | | Variable | | |
| (SparkFun, 2014) | $\pm 2.9V$ $\pm 5.7V$ | | | | Variable | | |
| (Barone and Merletti, 2013) | $\pm 1.8V$ $\pm 2.5V$ $\pm 3.3V$ $\pm 5V$ $\pm 7.5V$ | 24 bits | | 10-500Hz | 200 | 95dB | |
| (Urbina Rojas and Martínez Santa, 2012) | $\pm 5V$ | 8bits | 1.2kHz | 10-500Hz | Variable | 120dB | USB UART |
| (?) | $\pm 12V$ | | 1kHz | | | >100dB | USB |
| (?) | $\pm 3.7V$ | 10bits | 1kHz | 10-500Hz | 100 | 96dB | USB UART BLUETOOTH |

4.2. Requisitos del sistema

Una vez adquirido un cierto conocimiento sobre los dispositivos propuestos o existentes en el mercado, se procedió a educir los requisitos que deberá cumplir el sistema a desarrollar. El proceso se lleva a cabo mediante entrevistas con el tutor.

Los requisitos capturados se clasificarán en funcionales o no funcionales. Básicamente, los requisitos funcionales serán aquellos que establecen el comportamiento del dispositivo, acotando los servicios (funciones) que se esperan de él. Como requisitos no funcionales se recogen aquellas restricciones que se imponen al dispositivo (rendimiento, seguridad, costo, portabilidad, escalabilidad, etc). Adicionalmente, se han recogido un conjunto de restricciones técnicas que también debe satisfacer el dispositivo. Por restricción técnica se entienden las principales limitaciones que debe cumplir nuestro sistema. En ocasiones estas restricciones se documentan como requisitos funcionales. En nuestro caso estarán íntimamente relacionados con los datos recogidos en la Tabla 4.2.

4.2.1. Requisitos no funcionales

En la Tabla 4.3 se recogen los requisitos no funcionales que deberá tratar de satisfacer el dispositivo. Constituyen una declaración de intenciones muy abierta (intuitivo, eficaz, modular...) y que, en muchos casos, podríamos adaptar para casi cualquier dispositivo electromédico portable. Para tratar de acotar la importancia de cada uno de estos factores, se le ha dado un peso (campo **Importancia** en la Tabla). En el apartado 4.2.4 se fijarán también las pruebas de verificación diseñadas para la comprobación del cumplimiento de cada requisito. Con todo ello se pretende delimitar claramente el trabajo a realizar.

Tabla 4.3: Tabla de requisitos no funcionales del sistema.

| Identificador | Necesidad | | Importancia |
|---------------|------------------|---------------------|-------------|
| RNF1 | El sistema es | INTUITIVO | 4 |
| RNF2 | El sistema es | VESTIBLE | 5 |
| RNF3 | El sistema es | ECONÓMICO | 4 |
| RNF4 | El sistema es | SEGURO | 5 |
| RNF5 | El sistema es | EFICAZ | 5 |
| RNF6 | El sistema es | ACTUALIZABLE | 3 |
| RNF7 | El sistema tiene | BUENA DOCUMENTACIÓN | 4 |
| RNF8 | El sistema es | OPENSOURCE | 1 |
| RNF9 | El sistema es | OPENHARDWARE | 1 |

De forma resumida, los requisitos recogidos en la Tabla 4.3 son:

- **RNF1:** El sistema ha de poder ser utilizado sin un conocimiento alto en tecnologías.
- **RNF2:** El sistema se debe poder portar en el cuerpo sin que sea un obstáculo o un problema de comodidad.
- **RNF3:** El sistema ha de tener un coste global asequible.
- **RNF4:** El sistema debe ser seguro en todo momento para el sujeto.
- **RNF5:** El sistema ha de cumplir con su función correctamente.
- **RNF6:** El sistema ha de poder actualizar su software cuando sea debido.
- **RNF7:** El sistema debe tener una buena documentación para que el usuario haga un uso correcto sin necesidad de tener conocimientos previos.
- **RNF8:** El sistema debe ser de código abierto.
- **RNF9:** El sistema debe ser de hardware abierto.

En cuanto a los valores de **Importancia**, se han ponderado al máximo (5/5) el que el dispositivo sea portable, seguro, y que cumpla con los requisitos funcionales (eficacia). Será también importante que sea económico e intuitivo en su uso (4/5). Este último requisito está muy relacionado con la existencia de una buena documentación (Manual de usuario). Finalmente se han ponderado con menor peso el que sea actualizable (3/5), pues no queda claro inicialmente que sea fácil que el elemento de control, normalmente un microcontrolador o ARM Cortex-M, pueda ser accesible una vez insertado en el montaje final; o la intención de que, tanto el software como el hardware, se consideren lo suficientemente interesantes como para ser compartidos en plataformas abiertas (1/5).

A la Tabla 4.3 se sumarán cinco requisitos no funcionales adicionales. El primero (**RNF9**) es que el sistema dispondrá de un único canal de medida. El requisito **RNF10**

recoge que el sistema empleará un microcontrolador con un transceptor que permita la transmisión de datos usando el protocolo Bluetooth de baja energía (BLE). Finalmente, el requisito **RNF11** especifica que se usarán electrodos de superficie flotantes de *Ag/AgCl*. Todos estos requisitos tendrán asignada la máxima importancia.

4.2.2. Restricciones técnicas

Basándonos en los estándares descritos por el Dr. Roberto Merletti de la Universidad de Torino, en 1999 y, actualmente vigentes, en la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología (Merletti, 1999) y los datos recogidos en la Tabla 4.2, se ha generado la Tabla 4.4, que recoge las restricciones técnicas del sistema a desarrollar. Se ha dado la máxima importancia a todas ellas. Estas restricciones quedan verificadas en el momento en el que se decide optar por el front-end analógico que veremos en el Capítulo 4, en la subsección 4.4.2.

Tabla 4.4: Tabla de restricciones técnicas del sistema

| Identificador | Descripción | Min/Max | Unidades | Valor | Importancia |
|---------------|------------------------------|---------|----------|---|-------------|
| RT1 | Impedancia de entrada | Max | Ω | $>10^{10}\Omega$ en DC y $>10^8$ en 100Hz | 5 |
| RT2 | Ganancia | Min-Max | | $200-100000 \pm 10\%$ | 5 |
| RT3 | No linealidad de la ganancia | Min-Max | | $\leq \pm 2.5\%$ | 5 |
| RT4 | CMRR | Min | dB | >90 dB a 60Hz | 5 |
| RT5 | Respuesta en frecuencia | Min-Max | Hz | 1-3000Hz a -3dB | 5 |
| RT6 | Corriente de bias de entrada | Max | A | 50nA | 5 |
| RT7 | Ancho de banda | Min-Max | Hz | 2-500 | 5 |

4.2.3. Requisitos funcionales

La Tabla 4.5 recoge los requisitos funcionales de nuestro sistema. Básicamente el dispositivo desarrollado deberá medir el biopotencial mioneural, acondicionar esta señal empleando el front-end adecuado, y transmitirla usando Bluetooth de baja energía (BLE). Añadiendo detalle sobre los datos en la Tabla, los requisitos serían:

Tabla 4.5: Tabla de requisitos funcionales del sistema

| Identificador | Descripción |
|---------------|---|
| RF1 | El sistema sensorará el biopotencial mioneural |
| RF2 | El sistema acondicionará la señal sensada |
| RF3 | El sistema transmitirá la señal acondicionada por BLE |

- **RF1:** El sistema sensorará la señal electromiográfica mediante electrodos.

- **RF2:** El sistema dispondrá de un *front-end* analógico que acondicionará la señal electromiográfica.
- **RF3:** El sistema ha de transmitir la señal electromiográfica mediante tecnología Bluetooth de baja energía.

No fijamos prioridades en estos requisitos, asumiendo que todos son de obligado cumplimiento.

4.2.4. Pruebas de verificación

Los requisitos funcionales determinan las características de trabajo generales del dispositivo a desarrollar. Como se presentará en el Capítulo 5, estos requisitos se verificarán con unas pruebas específicas. Por otra parte, como se ha comentado para los requisitos técnicos, éstos también se cumplen, al condicionar el diseño del front-end analógico, cuyos parámetros satisfarán estos requisitos. Así, los valores que debe cumplir dicho front-end quedan claros en la Tabla 4.4. Las medidas se detallarán en el mencionado Capítulo 5.

Sin embargo, parte de los requisitos no funcionales (los recogidos en la Tabla 4.3) pueden resultar vagos y mal definidos. Para evitar en la medida de lo posible esta sensación, la descripción proporcionada sobre los mismos se complementa con la presentación breve, que se realiza en este Apartado, de las pruebas que se plantean para su verificación. La Tabla 4.6 recoge dichas pruebas. Los requisitos no funcionales **RNF9-RNF11** imponen restricciones adicionales al diseño que sí entendemos que son fácilmente verificables. Todas las pruebas de verificación se documentarán con detalle en el Capítulo 5.

Tabla 4.6: Pruebas de verificación de los requisitos no funcionales **RNF1-RNF9**

| Identificador | Descripción de prueba de verificación |
|---------------|---|
| RNF1 | Se pedirá a usuarios sin experiencia en el proyecto que se lo coloquen para medir el EMG. Se evaluará su experiencia a través de un cuestionario. |
| RNF2 | El sistema pesa menos de 150 gramos y no necesita portar cables externos |
| RNF3 | Existen componentes competitivos a buen precio en el mercado que permiten montar el sistema completo. El precio total máximo del dispositivo, pese a ser un prototipo, no superará los 100 EUR. |
| RNF4 | La eficacia se asocia al correcto cumplimiento de los requisitos funcionales. Verificados éstos podemos dar por cumplido este requisito. |
| RNF5 | El sistema permite actualizar el ejecutable que corre en su elemento de control. |
| RNF6 | Se genera un manual de usuario que permite a un usuario, que no conoce previamente el sistema, el poder emplearlo. |
| RNF7 | El código software del sistema queda disponible en plataformas de uso abierto (https://github.com/open-source) |
| RNF8 | El diseño hardware del sistema queda disponible en plataformas de uso abierto (https://www.ohwr.org/) |

4.3. Diagrama de bloques del dispositivo

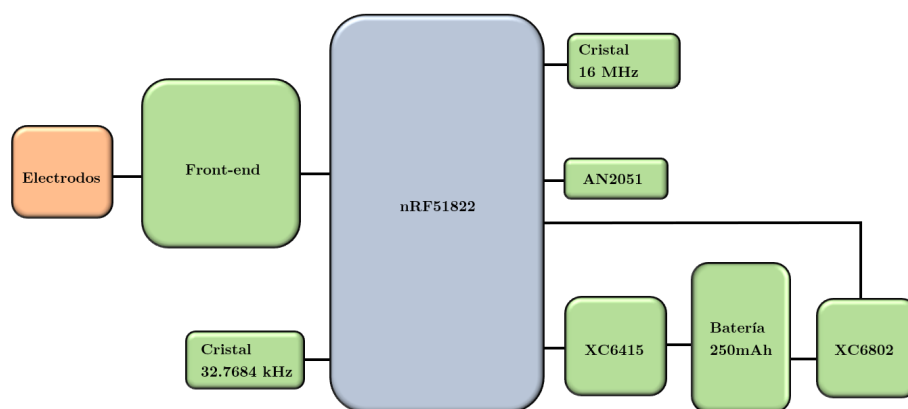


Figura 4.1: Diagrama de bloques del sistema (elaboración propia)

Como muestra la Figura 4.1, el sistema se ha estructurado en tres grandes bloques: electrodos, *front-end*, y microcontrolador. Los tres son de suma importancia puesto que, el primero y el segundo, se encargan de capturar y tratar la señal de EMG, mientras que el tercero es el responsable de transmitirla mediante bluetooth a un dispositivo receptor. El elemento central elegido (ver Apartado 4.4.3) será el nRF51822 (incluido en la Tiny BLE), un ARM Cortex-M0 de Nordic. En torno a él aparecen un conjunto de componentes auxiliares (cristales de cuarzo o la antena AN2051, todos en la figura) aunque también serán necesarias resistencias, condensadores e inductores. Todos ellos permiten que el dispositivo funcione correctamente. Los cristales forman circuitos osciladores externos, que generan señales de reloj uniforme a 16MHz y 32.7684kHz. Ambos no tienen por qué coexistir, sino que, en función de la configuración del dispositivo que elijamos, podremos tener ambos o solo uno. La antena AN2051 permite la transmisión de la señal BLE. Por otra parte, ya que el circuito dispone de reguladores para alimentación externa, así como los pines para dicha alimentación, se puede incluir una batería en el sistema, que alimente a la Tiny BLE. Además, como la Tiny BLE tiene una salida de 3.3V, podemos aprovechar esta señal, junto a un circuito de acondicionamiento adecuado, para generar la alimentación del front-end, de +3.3V y -3.3V. En las Secciones 4.4.4 y 4.4.5 se contempla el diseño de los reguladores, así como, una posible batería que se podría utilizar para el dispositivo.

4.4. Elección de componentes.

4.4.1. Electrodo.

Se emplearán tres electrodos flotantes con un área de sensado de 80mm^2 . El sensor está compuesto por polímero recubierto de Ag/AgCl y se encuentra embebido en espuma de polietileno y películas de polipropileno. (Ltd, 2013).



Figura 4.2: Electrodo Ag/AgCl. (Hospiinnova, 2018)

Para los cables de los electrodos se emplearan tres cables individuales , uno para cada electrodo, y con conexionado por cable. Un electrodo de referencia irá directamente a la tierra del sistema. Esto no solo es positivo para el diseño, ya que la referencia se toma desde la propia tierra de nuestro cuerpo sino que, además, es una vía de escape para una posible corriente de fuga, que de darse, tendría una salida hacia la tierra del sistema.



Figura 4.3: Cables para los electrodos (Hacks, 2018)

4.4.2. Front-end analógico.

El diseño del front-end analógico es básico para conseguir una buena señal de entrada. Tras barajar distintas opciones, se ha optado por el esquema del front-end analógico comercial de AdvancerTech™, que consta de cuatro etapas. Una primera de preamplificación, seguida de un rectificador de precisión de onda completa, integrador-filtro pasa-baja y un amplificador inversor de ganancia variable.

- **Amplificador de Instrumentación AD8221:** Constituye la interfaz de entrada de los electrodos de medida y de referencia. Se denomina amplificador de instrumentación (AI) a todo circuito que posea simultáneamente: alta impedancia de entrada; alto rechazo del modo común; ganancia estable a la vez que variable con una única resistencia y sin que se contrapongan directamente ganancia-ancho de banda (como ocurre en los amplificadores operacionales) tensión y corrientes de desequilibrio (offset) bajas y con pocas derivas; impedancia de salida también baja. (Areny et al., 2001).

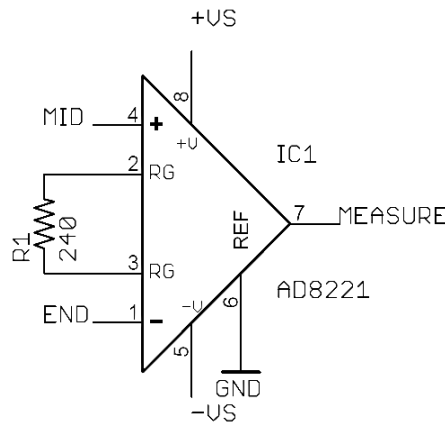


Figura 4.4: Amplificador de Instrumentación AD8221
(AdvancerTech, 2014).

La ganancia del AI de Analog Devices, es controlable con la resistencia R_1 a partir de la fórmula (Analog Devices, 2017):

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_1}$$

▪ Rectificador de precisión de onda completa.

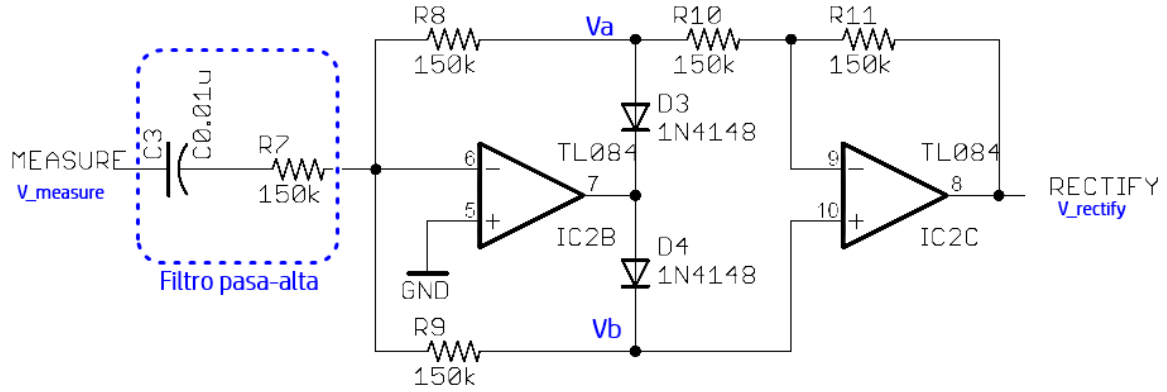


Figura 4.5: Rectificador de precisión de onda compelta (AdvancerTech, 2014).

El filtro pasa-alta formado por R_7 y C_3 tiene una frecuencia de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_7 C_3} = 106Hz$$

A continuación, entramos en una etapa de amplificación inversora:

- Para valores positivos de $V_{measure}$: El diodo $D3$ estará conduciendo y el diodo $D4$ estará cortado, por tanto, del primer amplificador, obtenemos:

$$V_a = -\frac{R_8 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} V_{measure}$$

$$V_b = 0$$

$$V_{rectify} = -\frac{R_{11}}{R_{10}} V_a = \frac{R_{11}}{R_{10}} \left(\frac{R_8 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} V_{measure} \right)$$

$$V_{rectify} = \frac{R_{11}}{R_{10}} \left(\frac{R_8 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} V_{measure} \right)$$

- Para valores negativos de $V_{measure}$: El diodo $D3$ estará cortado, mientras que $D4$ estará conduciendo.

$$V_b = -\frac{R_9 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} \left(\frac{R_8 + R_{10}}{R_8 + R_{10} + R_9} \right) V_{measure}$$

$$V_{rectify} = \left(1 + \frac{R_{11}}{R_8 + R_{10}} \right) V_a = -\left(1 + \frac{R_{11}}{R_8 + R_{10}} \right) \left(\frac{R_9 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} \right) \left(\frac{R_8 + R_{10}}{R_8 + R_{10} + R_9} \right) V_{measure}$$

$$V_{rectify} = -\left(1 + \frac{R_{11}}{R_8 + R_{10}} \right) \left(\frac{R_9 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} \right) \left(\frac{R_8 + R_{10}}{R_8 + R_{10} + R_9} \right) V_{measure}$$

$$V_{rectify} = -\left(\frac{R_9 C_3 s}{1 + R_7 C_3 s} \right) \left(\frac{R_8 + R_{10} + R_{11}}{R_8 + R_{10} + R_9} \right) V_{measure}$$

Como todas las resistencias tienen el mismo valor, es decir, $R_7 = R_8 = R_9 = R_{10} = R_{11} = 150k\Omega$, vamos a llamarlas a todas R , de modo que, tenemos:

$$V_{rectify} = \begin{cases} \frac{RC_3 s}{1 + RC_3 s} & si \quad V_{measure} \geq 0 \\ -\frac{RC_3 s}{1 + RC_3 s} & si \quad V_{measure} \leq 0 \end{cases}$$

- Integrador-filtro pasa-baja.

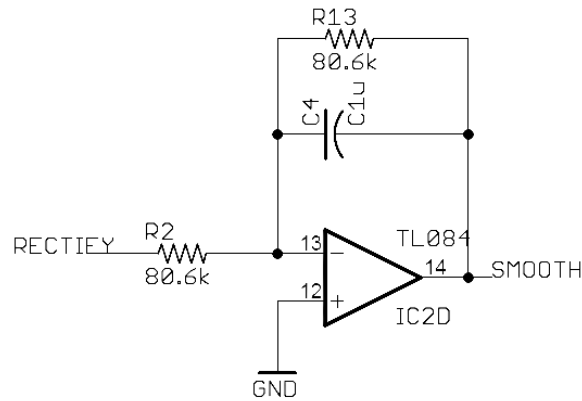


Figura 4.6: Integrador-filtro pasa-baja
(AdvancerTech, 2014).

La salida del rectificador $V_{rectify}$ es la entrada a esta etapa, que es la que nos permite tener una representación de la actividad muscular en conjunto. Este bloque acumula las señales provenientes de las fibras musculares que intervienen en la acción muscular. El efecto es la obtención del área de la señal rectificada.

$$V_{Smooth} = -\frac{\frac{R_{13}}{R_2}}{1 + R_{13}C_4s} V_{rectify}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{14}C_4} = 1,97Hz$$

- **Amplificador inversor de ganancia variable.**

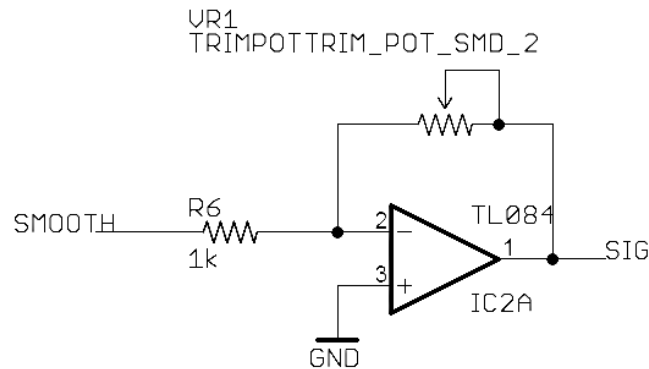


Figura 4.7: Amplificador inversor de ganancia variable. (AdvancerTech, 2014).

La etapa de salida está constituida por un amplificador cuya ganancia es regulable mediante un potenciómetro externo:

$$V_{analog} = -\frac{R_{potenciómetro}}{R_6} V_{smooth}$$

- **Front-end con todas las etapas.**

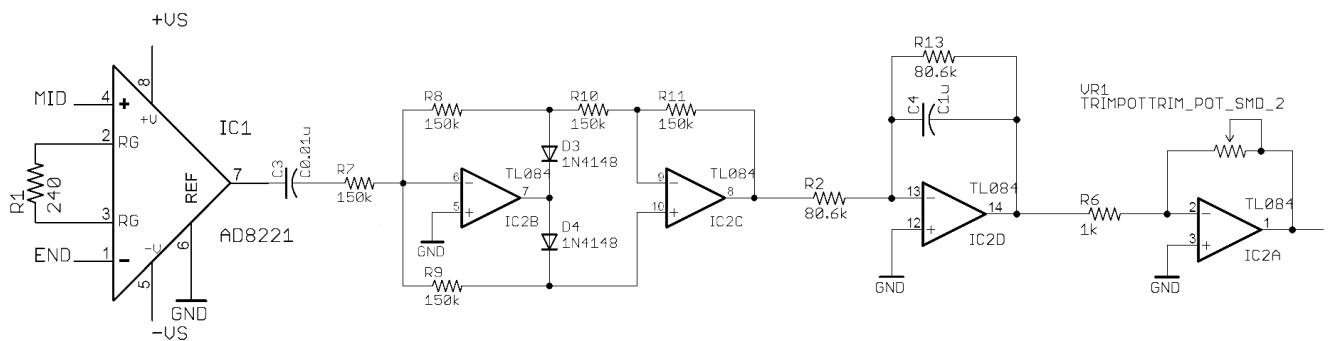


Figura 4.8: Front-end con todas las etapas. (AdvancerTech, 2014).

4.4.3. Microcontrolador nRF51822

El microcontrolador nRF51822 de Nordic Semiconductor es el elemento central del dispositivo. Su base es un ARM Cortex-M0 de 32 bit, que incluye el *transceiver* nRF51 a 2.4 Ghz (Ancho de banda de 2.4GHz a 2.4835GHz) con varios protocolos de comunicación, entre los que se incluye el protocolo Bluetooth de bajo consumo (BLE). Para el dispositivo se empleará el nRF51822-QFAA, cuyas dos primeras sílabas hacen referencia al empaquetado QFN 6X6mm y las dos últimas a las opciones de memoria, en este caso de 256kB de memoria flash y 16kB de memoria RAM. En cualquier caso, la memoria RAM puede ser ampliable, bien seleccionando otra versión del nRF51822, que nos dejaría 32kB o bien, ampliándola con un módulo externo. En nuestro caso, con 16kB será suficiente para el dispositivo.

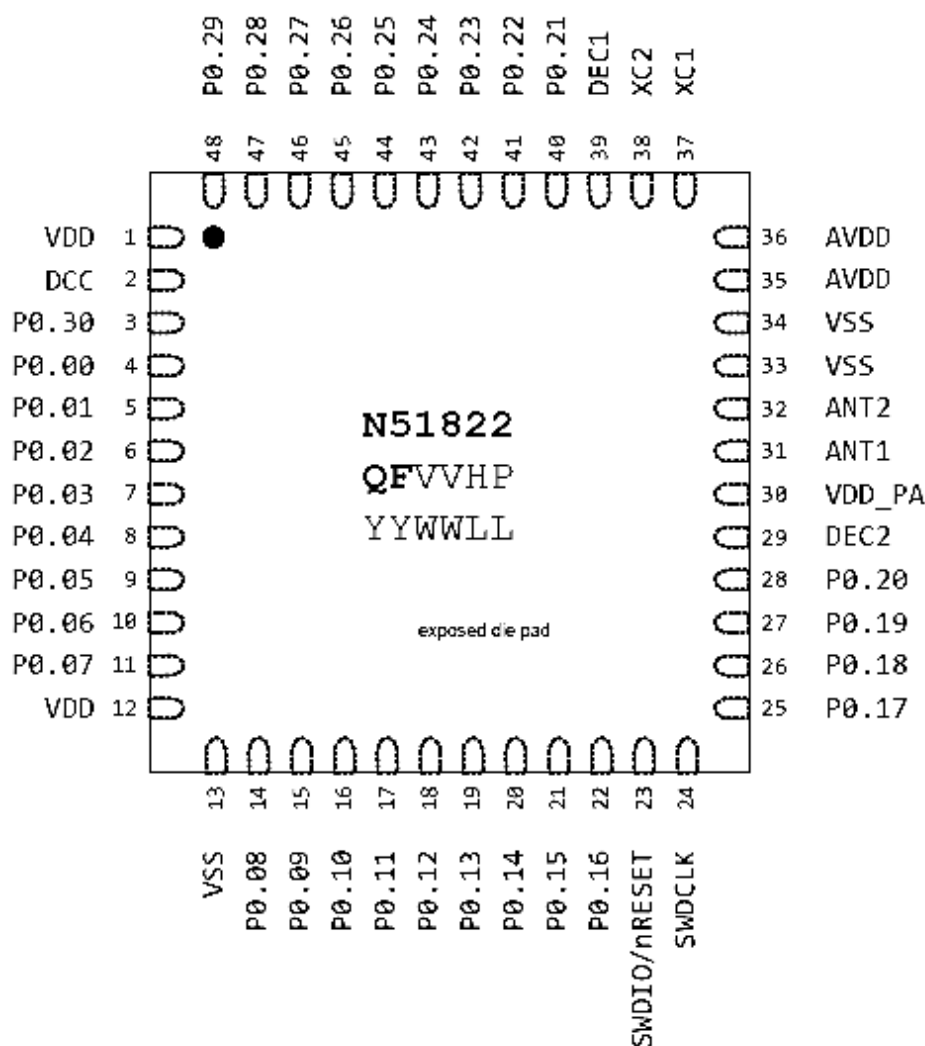


Figura 4.9: Esquema de conexiones nRF51822 en QFN48. (ASA, 2014).

Tabla 4.7: Descripción de pines del nRF51822. Los datos se han obtenido de la tabla 1 del datasheet.(ASA, 2014).

| Pin | Nombre | Función | Descripción |
|-------|--------------------------|--|---|
| 1 | VDD | Alimentación | Alimentación externa |
| 2 | VCC | Alimentación | Salida DC/DC para filtro LC |
| 3 | p0.30 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |
| 4 | p0.00 AREF0 | E/S digital Entrada analógica | Pin E/S de propósito general. Convertor AD. (Referencia 0) |
| 5-9 | p0.01-p0.05 AIN2-AIN6 | E/S digital Entrada analógica | Pin E/S de propósito general. Convertor AD. |
| 10 | p0.06 AIN7 AREF1 | E/S digital Entrada analógica | Pin E/S de propósito general. Convertor AD. Convertor AD. (Referencia 1) |
| 11 | p0.07 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |
| 12 | VDD | Alimentación | Alimentación externa. |
| 13 | VSS | Alimentación | Tierra (0V) |
| 14-22 | p0.08-p0.16 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |
| 23 | SWDIO /nRESET | E/S digital | Reset (Activo a nivel bajo). Hardware debug / programación E/S. |
| 24 | SWDCLK | Entrada digital | Hardware debug / programación E/S. |
| 25-28 | p0.17-p0.20 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |
| 29 | DEC2 | Alimentación | Desacoplo alimentación. |
| 30 | VDD_PA | Salida alimentación | Salida (+1.6V) para amplificador RF on-chip. |
| 31 | ANT1 | RF | Conexión antena. |
| 32 | ANT2 | RF | Conexión antena. |
| 33,34 | VSS | Alimentación | Tierra (0V) |
| 35,36 | AVDD | Alimentación | Alimentación analógica (Radio) |
| 37 | XC1 | Entrada analógica | Conexión para cristal 16/32 MHz |
| 38 | XC2 | Entrada analógica | Conexión para cristal 16/32 MHz |
| 39 | DEC1 | Alimentación | Desacoplo alimentación. |
| 40-44 | p0.21-p0.25 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |
| 45 | p0.26 AIN0 XL2 | E/S digital Entrada analógica Salida analógica | Pin E/S de propósito general. Convertor AD. Conexión para cristal 32.768MHz |
| 46 | p0.27 AIN1 XL1 | E/S digital Entrada analógica Salida analógica | Pin E/S de propósito general. Convertor AD. Conexión para cristal 32.768MHz |
| 47,48 | p0.28-p0.29 | E/S digital | Pin E/S de propósito general. |

Tabla 4.8: nrf51822 configuración QFAA

| Etiqueta | Valor | Descripción |
|---------------|---------------|--|
| C1,C2,C13,C14 | 12pF | Capacitor, NP0, $\pm 2\%$ |
| C3 | 2.2 nF | Capacitor, X7R, $\pm 10\%$ |
| C4 | 1.0 pF | Capacitor, NP0, ± 0.1 pF |
| C5 | 2.2 pF | Capacitor, NP0, ± 0.1 pF |
| C6 | 1.5 pF | Capacitor, NP0, ± 0.1 pF |
| C7,C8,C11 | 100 nF | Capacitor, X7R, $\pm 10\%$ |
| C9 | 1.0 nF | Capacitor, X7R, $\pm 10\%$ |
| C10 | 1.0 nF | Capacitor, X7R, $\pm 10\%$ |
| L1 | 47 nF | Inductor alta frecuencia, $\pm 5\%$ |
| L2 | 4.7 nH | Inductor alta frecuencia $\pm 5\%$ |
| L3 | 10 nH | Inductor alta frecuencia, $\pm 5\%$ |
| U1 | nRF51822-QFAA | Microcontrolador |
| X1 | 16 MHz | Crystal SMD 2520, 16 MHz, 8 pF, ± 40 ppm |
| X2 | 32.768 kHz | Crystal SMD FC-135, 32.768 kHz, 9 pF, ± 20 ppm |

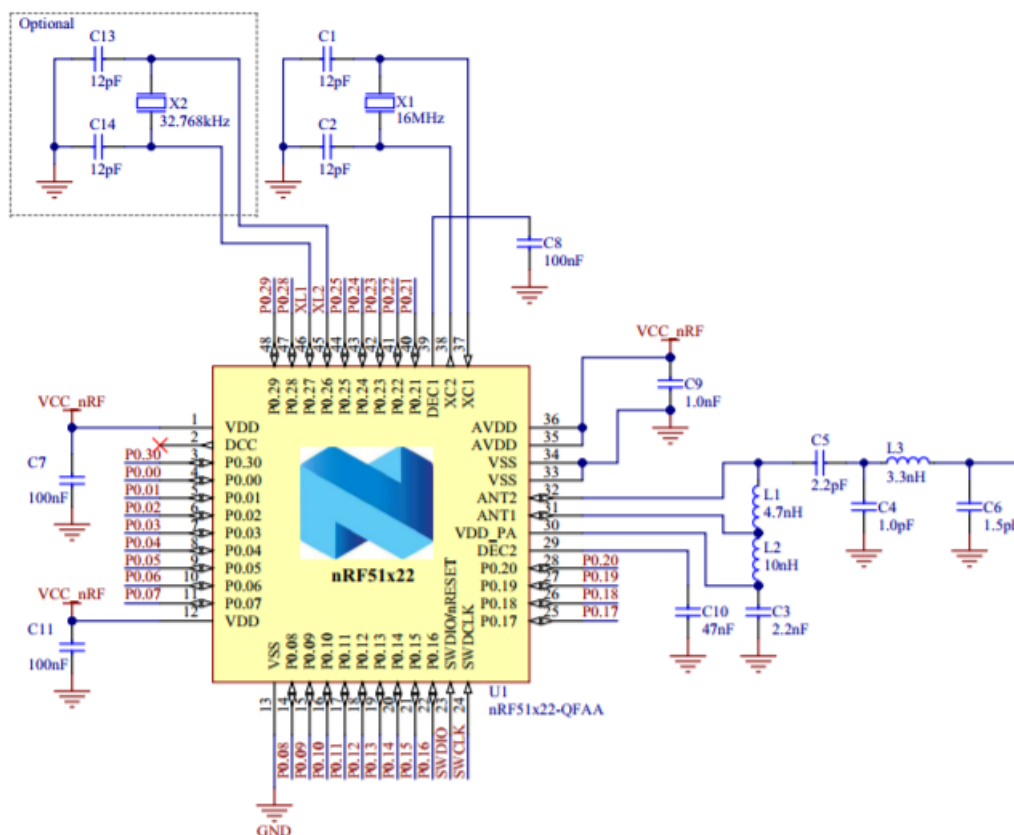


Figura 4.10: nrf51822 empaquetado en QFN48 con regulador LDO. (ASA, 2014)

4.4.4. Regulador XC6415.

El circuito avisa del nivel de batería mediante VBAT SENSE, y, usando un seguidor de tensión en inversión, podría también generar las señales una señal de +3.3V y -3.3V con la que se alimentaría el front-end. El regulador genera suficiente corriente para alimentar todo el circuito. Pero, si se quisieran separar las tensiones digital y analógica, se podría duplicar este circuito, alimentado desde la misma batería BAT1, para dejar esta unidad como alimentación digital, y montar un circuito adicional de alimentación para el front-end.

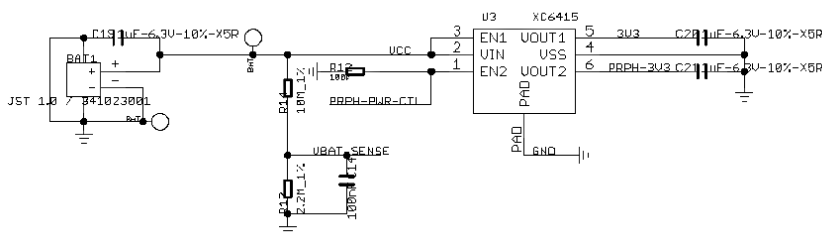


Figura 4.11: Diseño del conexionado del XC6415.

4.4.5. Batería y regulador XC6802.

Junto al sistema de alimentación descrito en el Apartado 4.4.4, el diseño podría incluir un circuito de carga que permitiera cargar la batería sin extraer ésta. En la Figura 4.12 se muestra una propuesta. Los pines de carga (CHG IN) se conectan a un diodo Schottky, que permite aislar dichos pines del sistema cuando no tenemos una fuente de alimentación externa conectada. La gestión de la carga de la batería de Li-Ion se podría realizar con el XC6802 que, a través de su terminal CHG generaría la señal CHARGING capturada por el ARM en el NRF51822. La señal BATT del XC6802 quedaría directamente conectada a la batería. En la Tabla 4.9 se muestran las características básicas de la batería de 250 mAh de Olimex, que se podría emplear para este dispositivo.

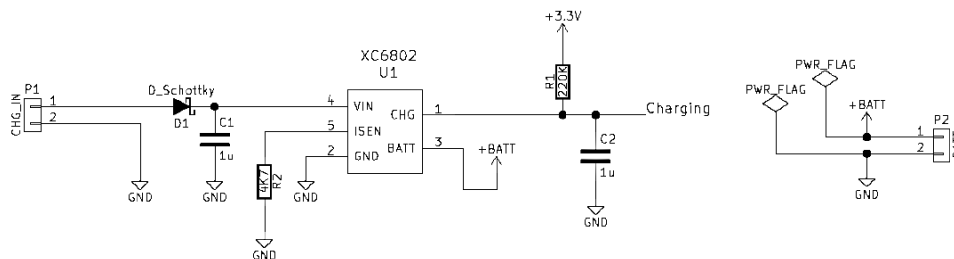


Figura 4.12: Diseño del conexionado de la batería con el XC6802.

Tabla 4.9: Características batería Olimex de 250mAh

| Descripción | Valor |
|-----------------------------------|-----------|
| Voltaje de carga | 4.2V |
| Voltaje nominal | 3.7V |
| Voltaje de cutt-off | 3.0V |
| Corriente de carga recomendada | 50mA |
| Máxima corriente de carga | 125mA |
| Corriente de descarga recomendada | 125mA |
| Máxima corriente de descarga | 250mA |
| Rango de temperatura de carga | 0C-55C |
| Rango de temperatura de descarga | -25C-60C |
| Dimensiones | 27x21x5mm |

4.4.6. Placa de desarrollo.

Una placa de desarrollo que incorpora el chip nRF51822 así como el circuito descrito en el Apartado 4.4.4, es la Tiny BLE. Esta placa, desarrollada por Seeed Studio, es una placa de desarrollo BLE, diseñada para el bajo consumo de energía e ideal para diseños de pequeño tamaño. Está diseñada para proporcionar datos de consumo de energía en tiempo real. Es compatible con ARM mbed basado en la nube, con la cual vamos a trabajar en el software. ARM mbed cuenta con un IDE práctico en C y C++, así como con una gran cantidad de bibliotecas de código abierto, lo que hace que el prototipado y el desarrollo sean extremadamente sencillos. La Tiny-BLE presenta un diseño modular, que podemos dividir en dos partes: parte de interfaz CMSIS DAP y parte BLE. La parte de la interfaz CMSIS DAP cuenta con un microcontrolador, el LPC1114, y permite trabajar con la placa por el interfaz USB. Proporciona programación de arrastrar y soltar, depuración CMSIS DAP, puerto serie virtual USB, medición de corriente y carga de la batería. La parte BLE se basa en el Nordic nRF51822 con radio multiprotocolo BLE 2.4GHz y un núcleo ARM Cortex-M0 de 32 bits con 16MHz. (SeeedStudio, 2018)

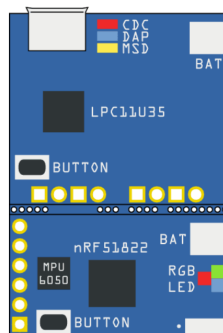


Figura 4.13: Placa de desarrollo Tiny BLE. (SeeedStudio, 2018)

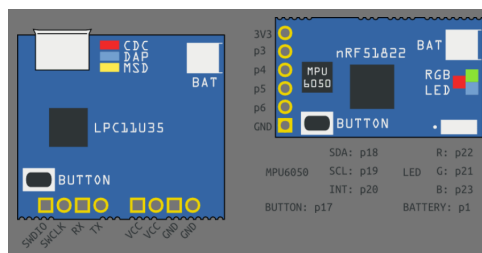


Figura 4.14: Estructura modular de Tiny BLE. (SeeedStudio, 2018)

Características de Tiny BLE. (SeeedStudio, 2018)

- MBED habilitado.
- IDE online.
- Librerías C y C++.
- Interfaz CMSIS DAP basado en LPC11U35.
- Depuración con CMSIS DAP.
- Programación “*Drag-n-drop*” (Arrastrar y soltar).
- USB UART para comunicación.
- nRF51822 Multiprotocolo BLE 4.0.
- Microcontrolador ARM Cortex M0.
- 256kB flash y 16kB RAM.
- Fuente de alimentación: USB o batería 3.5V a 4.2V.

4.5. Desarrollo hardware.

Lo primero que hemos abordado en cuanto al diseño, ha sido el front-end analógico, construido a partir del diseño presentado en el Capítulo 2. La idea de comenzar de este modo es para comprobar que el front-end que se pretende utilizar cumple con lo deseado. Para evitar realizar la compra de un producto cerrado, el oficial de la empresa AdvancerTech, que, a priori, no sabemos si finalmente proporcionará las funcionalidades que necesitamos, se decide realizar la PCB con la herramienta libre KiCad. Esto ha permitido montar el front-end por completo, sobre una placa construida en el laboratorio del Departamento de Tecnología Electrónica. De esta forma, se ha conseguido disponer de un front-end más barato, del que teníamos además control absoluto sobre los parámetros. Al diseño se han añadido los condensadores que permiten eliminar ruido en la alimentación. Como en el diseño original de AdvancerTech, un potenciómetro permite controlar la ganancia.

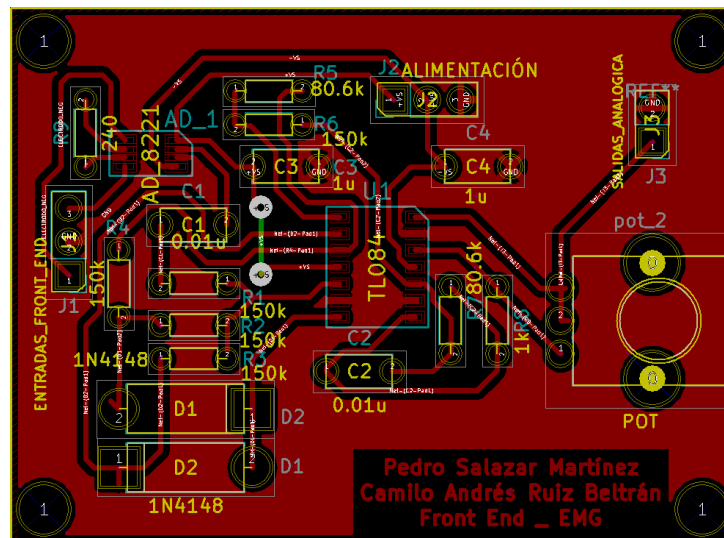


Figura 4.15: Diseño de la PCB del front-end.

El aspecto del diseño se muestra en la Figura 4.15. Tras comprobar que el diseño cumple con las reglas básicas del diseño de PCBs, y que es reproducible en el laboratorio, se procedió a elaborarla. En la Figura 4.16 se muestran algunas capturas de dicho proceso.

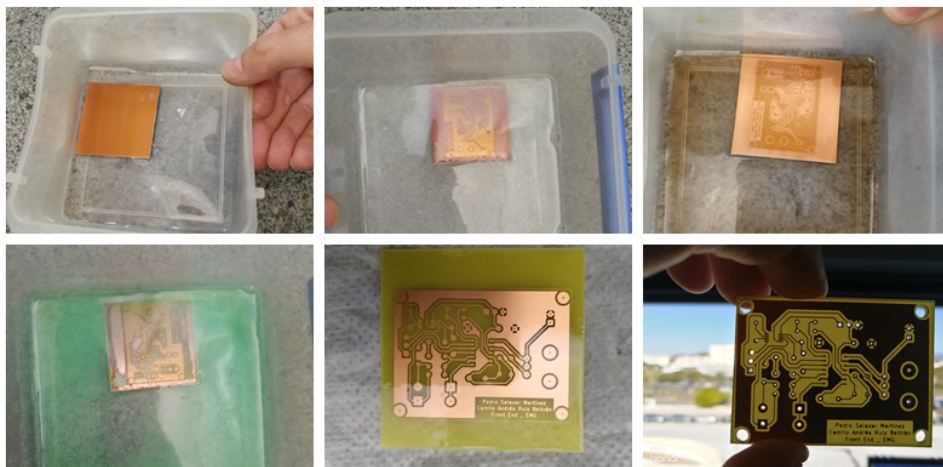


Figura 4.16: Elaboración de la PCB.

Tras la compra de los materiales, y el soldado de los mismos, el resultado fue el de la figura 4.17. Por lo que ya se pasa a una nueva etapa, de pruebas y testeo de la PCB, para comprobar su funcionamiento.

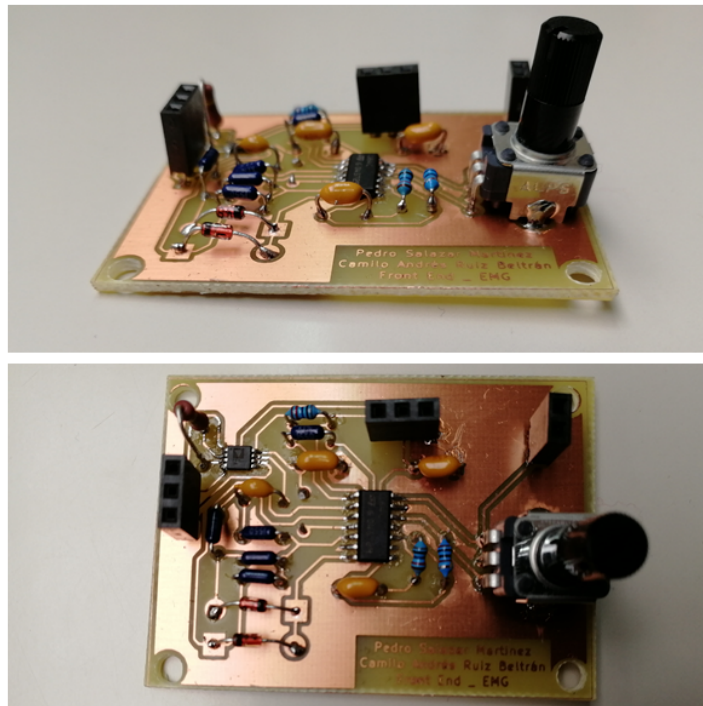


Figura 4.17: PCB con los componentes soldados.

Tras una serie de pruebas se comprueba que la PCB no cumple con el funcionamiento deseado y llegamos a una de las problemáticas a la hora de soldar una PCB, que es conocida como el efecto espejo. Cuando se suelda una placa de circuito impreso es conveniente estar completamente seguro de la capa en la que se está soldando, si no, puedes confundir la manera en la que soldar el componente, que de tener polaridad, influye en el funcionamiento del circuito. El problema en este caso fue el soldar el integrado de los amplificadores operaciones TL084 de manera opuesta, por lo que tuvimos que hacer un desoldado y unas nuevas conexiones mediante cable. El resultado se muestra en la Figura 4.18.

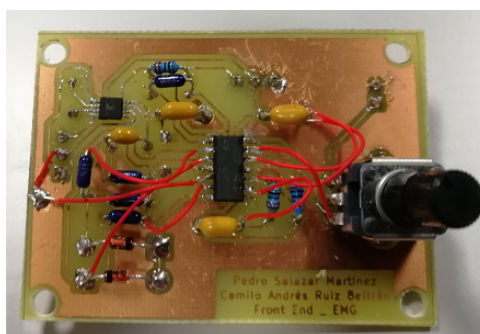


Figura 4.18: PCB con los reajustes y nuevas soldaduras mediante cables

Una vez corregidos los errores en el anterior diseño, elaborado en el laboratorio, se procede a rediseñar la placa, optimizando las dimensiones y desarrollándola a doble cara. La nueva placa se mandó a fabricar a una empresa especializada. En este caso, la casa elegida es Osh Park, que ofrece unos muy buenos materiales por un precio muy ajustado. La PCB que se manda a fabricar presenta unas dimensiones de 3.3cm x 3.8cm. El diseño se muestra en las Figuras 4.19 y 4.20.

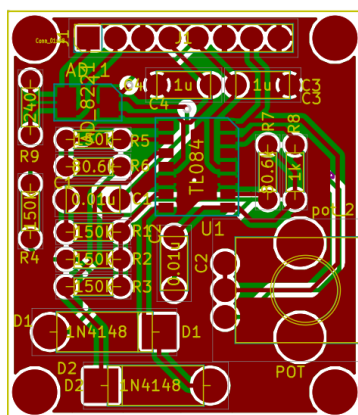


Figura 4.19: Cara superior de la PCB con plano a tierra.

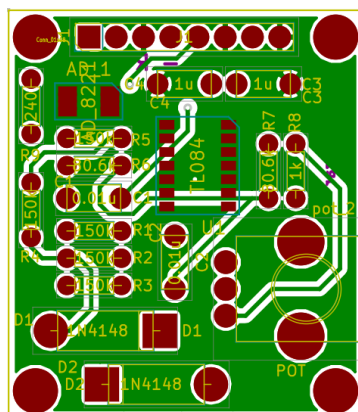


Figura 4.20: Cara inferior de la PCB con plano a tierra.

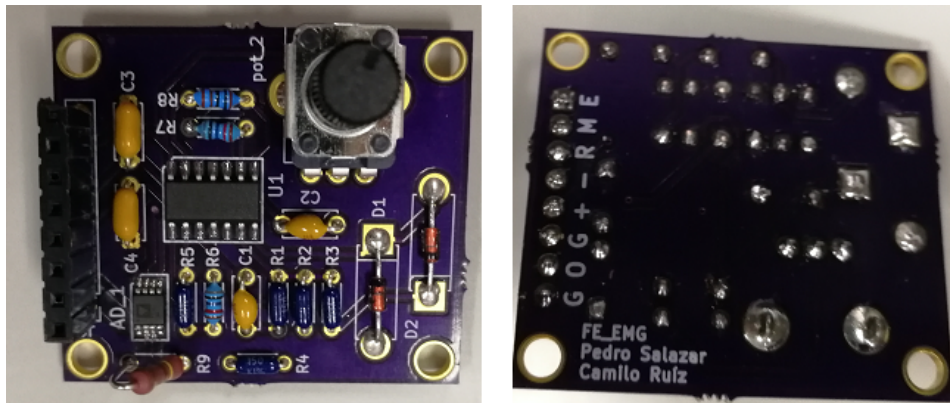


Figura 4.21: PCB fabricada por Osh Park con los componentes soldados en cara superior y cara inferior. (vistas superior e inferior)

En las Figuras 4.21 y 4.22 podemos observar la PCB ya fabricada con los componentes soldados. En la lateral se aprecia el conector que proporciona las entradas para los electrodos, alimentación, y la Tiny-BLE.

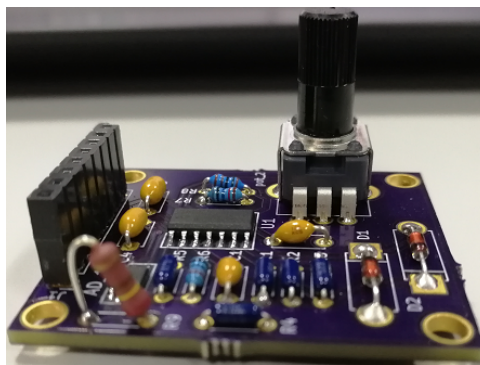


Figura 4.22: PCB fabricada por Osh Park con los componentes soldados en cara superior. (vista lateral)

4.6. Desarrollo software.

4.6.1. GAP Y GATT.

En esta sección se describe el software que controlará el sensado de la señal de EMG y el envío de estos datos mediante Bluetooth hacia un periférico capaz de conectarse al dispositivo. El grueso de este software es el servicio o protocolo BLE. BLE, cuyas siglas responden al acrónimo “Bluetooth Low Energy”, nace en la versión Bluetooth 4.0, como parte de un proyecto desarrollado por Nokia. Este BLE se distingue del clásico Bluetooth en su sencillez de implementación, no siendo necesaria la instalación de certificaciones previas, como ocurre con el clásico Bluetooth e iOS. Por otro lado, tal es su sencillez, que permite conectar pequeños dispositivos con pocos requerimientos y es muy versátil, puesto que funciona en las principales plataformas, entre ellas: Android, Windows, Apple, iOS,

etc. Para entender el funcionamiento de un servicio BLE es necesario el conocimiento de los dos grandes bloques que lo componen:

- GAP
- GATT

GAP

GAP o “Generic Access Profile” se encarga del control de las conexiones y los anuncios en BLE y permite que el dispositivo sea público hacia otros dispositivos, determinando como pueden, o no, interactuar entre ellos. Asimismo el GAP define los roles para los dispositivos, pudiendo ser o bien periférico o bien un dispositivo central, principalmente, aunque también podemos encontrar dispositivos de *broadcasting* y observadores. En el caso de los periféricos, serán normalmente dispositivos pequeños, de baja potencia y escasos recursos, que pueden conectarse a dispositivos centrales más potentes. En cuanto al dispositivo central, suelen ser, por ejemplo, un smartphone, con capacidad de proceso mayor al periférico.

Anuncios en GAP

En GAP podemos encontrar tres maneras de anunciarse:

- No detectable: el dispositivo no se anuncia.
- Detectable limitado: el dispositivo se anuncia en un periodo limitado para volver al estado de espera.
- Modo general de detección: el dispositivo se anuncia continuamente con el objeto de encontrar un dispositivo central con el que comunicarse.

Transmisión de datos en GAP

Encontramos dos maneras de transmitir los datos en GAP:

- Advertising Data payload.
- Scan Response payload.

Ambos son idénticos y pueden contener datos de hasta 31 bytes, pero únicamente el primero es obligatorio ya que es el que permite que los dispositivos centrales en alcance sepan de la presencia. Este proceso (Advertising data payload) se repite cada cierto intervalo de tiempo, y en función del tamaño del intervalo, se requerirá mayor o menor energía (a intervalos cortos se requiere más energía que a intervalos largos).

Emparejamientos en GAP

El emparejamiento puede ser iniciado bien por el periférico o bien por el dispositivo central. En cualquier caso, ambos intercambian claves de corto plazo (STK) que pueden usarse para descifrar paquetes de datos. Asimismo, cualquiera de los dos dispositivos puede solicitar habilitar la vinculación entre ambos con el objeto de intercambiar claves a largo plazo (LTK), permitiendo el encriptamiento del enlace después de la reconexión, sin volver a pasar por el proceso de emparejamiento completo. Los datos de configuración perfil/servicio se guardan para que el usuario no tenga que volver a configurar el dispositivo cada vez que se vuelva a conectar. Por otro lado, en el emparejamiento podemos encontrar dos métodos para la asignación:

- **Contraseña:** Un dispositivo mostrará una clave de acceso generada aleatoriamente, mientras que la otra requerirá que el usuario ingrese la contraseña de paso. Esto permite un enlace autenticado (protección MITM).
- *justWorks*: El proceso de emparejamiento se completa sin necesidad de ingresar una clave. El enlace no se autenticará, pero está encriptado. Asimismo, si no hay un método establecido, por defecto se emplea *justWorks*.

Interfaz con el usuario en GAP

Cada dispositivo también indica las competencias del usuario en cuanto a entradas y salidas. Encontramos las siguientes opciones:

- *DisplayOnly*: El usuario no puede ingresar nada en el dispositivo, pero puede generar datos.
- *DisplayYesNo*: El usuario puede ingresar “sí” y “no”, pero nada más. También puede mostrar datos.
- *KeyboardOnly*: El usuario puede ingresar una contraseña o PIN, pero no puede mostrar datos.
- *NoInputNoOutput*: El dispositivo no tiene medios para la entrada del usuario y carece de pantalla.
- *KeyboardDisplay*: El dispositivo tiene una interfaz gráfica o medio de visualización, así como posibilidad de ingresar datos.

GATT

Especifica las reglas de organización, presentación y transferencia de datos usando BLE, una vez que dos dispositivos han establecido una conexión mediante GAP. La comunicación GATT es exclusiva. En otras palabras, cuando un periférico se conecta a un dispositivo central mediante GATT, dejará de anunciarse a otros dispositivos centrales.

Asimismo, esta comunicación se realiza mediante un protocolo conocido como ATT “Attribute Protocol”, que se estructura en servicios, características y datos relacionados en una tabla usando identificadores de 16-bit para cada entrada en la tabla.

Jerarquía de perfil en GATT

- Un perfil se compone de uno o más "servicios" necesarios para cumplir un caso de uso.
- Un servicio puede contener ciertos atributos llamados “characteristic values”, que son valores utilizados por un servicio.
- Un “characteristic value” debe tener un atributo obligatorio de declaración de característica (“characteristic declaration”) inmediatamente anterior al valor, que contiene las propiedades de la característica
- Las características también pueden contener atributos de “descriptor” opcionales, con campos tales como una configuración o una descripción

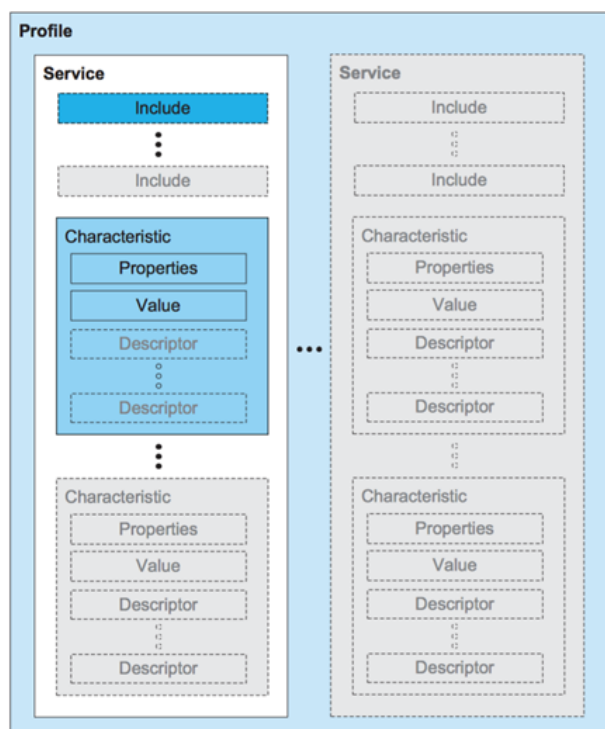


Figura 4.23: Jerarquía de perfil en GATT

Comandos del cliente.

Cuando dos dispositivos BLE están conectados, el dispositivo cliente GATT puede realizar varios subprocesos diferentes para comunicarse con el dispositivo servidor GATT:

- Descubrir característica mediante UUID: busca en el servidor GATT todos los atributos con un tipo que coincida con el UUID especificado.
- Valor de característica de lectura: lea el valor de la característica en el identificador especificado.
- Escribir valor característico: escriba un nuevo valor para la característica en el identificador especificado.

Conclusión.

Tabla 4.10: Comparación de los servicios en Bluetooth clásico y BLE.

| | Bluetooth Clásico | BLE |
|---------------------------------------|----------------------|--|
| Rango (máximo teórico) | 100m | >100m |
| Tasa de datos | 1-3 Mbit/s | 1 Mbit/s |
| Rendimiento de la aplicación | 0.7 - 2.1 Mbit/s | 0.27 Mbit/s |
| Esclavos activos | 7 | No definidos. Depende de la implementación. |
| Latencia. | 100ms | 6ms |
| Tiempo total mínimo para enviar datos | 100ms | 3ms |
| Potencia consumida | 1W (como referencia) | 0.01 - 0.5W (depende del caso de uso). |

El software desarrollado está sustentado bajo las librerías de *mbed.h* y *ble.h*. Se ha creado una clase *EMGService.h*, que gestiona la salida de la señal capturada del EMG y que muestra el estado del sistema a través de dos LEDs. El motivo de usar estos LEDs es proporcionar una interfaz intuitiva para comprobar que el programa funciona correctamente. Esto es una técnica muy empleada cuando se trata de programas que normalmente se encuentran embebidos en envoltentes protectoras, como sería el caso de un electromiógrafo. Si confiamos el funcionamiento del sistema al parpadeo de dos LED's podremos comprobar muy rápidamente cuándo el sistema falla.

Por otro lado, tenemos un programa principal *main.cpp* que se encarga de gestionar el GAP (anuncios) y las características del *EMGService.h*. En el *main.cpp* nos hemos asegurados de que se lea el valor analógico de entrada del puerto 3, donde tenemos la señal capturada por el front-end, a través de una función llamada *periodidCallback*, que es el evento que ocurre periódicamente a menos que ocurra otro evento, como puede ser una desconexión, un error, o una función programada para invocarse en determinadas circunstancias.

4.6.2. Desarrollo del programa BLE.

En esta sección se explicará qué hace cada función del código que se adjunta en el Apéndice B.

MAIN.CPP

- **disconnectionCallback**: Reiniciar el anuncio bluetooth cuando se produce una desconexión.
- **periodicCallback**: Es el evento al que se recurre periódicamente, a menos que ocurra un evento de desconexión o de error.
- **onDataWrittenCallback**: Permite actualizaciones de *EMGService* por parte de la característica *LEDState*.
- **onBleInitError**: Esta función se invoca cuando falla el proceso de inicialización BLE.
- **bleInitComplete**: Esta función se invoca para inicializar el BLE y para establecer los parámetros GAP del anuncio.
- **main**: Permite actualizaciones de *EMGService* por parte de la característica *LEDState*.

EMGSERVICE.H

- Constructor: Un servicio EMGService tendrá una instancia BLE y un valor inicial del LED, que podrá ser 0 en encendido y 1 cuando esté apagado.
- testservice: Con esta función podemos cambiar el estado de un LED de apagado a encendido y viceversa. Además, esta función será la que nos permita comunicarnos con el puerto de entrada analógica, aprovechando la interrupción con la que cambia el estado del LED para transmitir el valor analógico de la señal de EMG captada por el front-end analógico.

EMG.cpp

El programa *EMG.cpp* nos ha servido para pruebas previas a la puesta en marcha del protocolo BLE. Cuando se “debugueaba” o chequeaba la placa, se procedía a la ejecución del código, puesto que, al ser tan sencillo, nos permitía comprobar rápidamente si íbamos por buen camino. En este código no está incluido el servicio Bluetooth. Aunque no forma parte del código final, al haber sido utilizado para la ejecución del presente Trabajo Fin Grado, se incluye junto con el resto.

Capítulo 5

Pruebas de verificación y validación

5.1. Pruebas de verificación

En esta sección pasaremos a verificar los requisitos establecidos en la Tabla 4.3, para lo que usaremos las descripciones propuestas en la Tabla 4.6.

RNF1

Se le pedirá a los usuarios sin experiencia en el proyecto que se lo coloquen para medir el EMG. Se evaluará su experiencia a través de un cuestionario.

Este requisito se verifica en el Anexo V | Cuestionario de satisfacción. Se han llevado a cabo pruebas con tres usuarios, cuyas conclusiones se recogen en la Tabla 5.1. El resultado se muestra como tres medias, cada una asociada a cada una de las tres preguntas básicas que recoge el cuestionario.

- Resultado 1: Si el dispositivo parece peligroso el sujeto estará de acuerdo. De lo contrario, estará en desacuerdo.
- Resultado 2: Si la prueba parece peligrosa, el sujeto estará de acuerdo. De lo contrario, estará en desacuerdo.
- Resultado 3: Si el manual de usuario está bien detallado, el sujeto estará de acuerdo. De lo contrario, estará en desacuerdo.

En general, aunque el número de pruebas es muy reducido, el resultado ha sido positivo, mostrando que el dispositivo es fácil de usar. Además, también es importante destacar que el dispositivo debería ser modificado, integrando mejor front-end y parte digital, y quedando todo recogido en una envolvente que incluyera la alimentación por batería. El esquema propuesto para medir la facilidad en su uso seguiría siendo el propuesto.

Tabla 5.1: Resultados de los cuestionarios de satisfacción

| Edad | Genero | Resultado 1 | Resultado 2 | Resultado 3 |
|------|--------|---------------------|---------------|----------------|
| 59 | Hombre | De acuerdo | En desacuerdo | De acuerdo |
| 23 | Mujer | En total desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
| 30 | Hombre | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo |

RNF2

El sistema pesa menos de 150 gramos y no necesita portar cables externos.

El peso del dispositivo no supera el máximo establecido, pero sí que es necesario usar cables externos para la colocación de los electrodos.

RNF3

Existen componentes competitivos a buen precio en el mercado que permiten montar el sistema completo. El precio total máximo del dispositivo, pese a ser un prototipo, no superará los 100 EUR

Este requisito se verifica en el anexo VI | Presupuesto del proyecto. El valor, con IVA incluido, no supera las 90 EUR. Dicho valor podría disminuirse si el volumen de compra de elementos fuera mayor.

RNF4

La eficacia se asocia al correcto cumplimiento de los requisitos funcionales. Verificados éstos podemos dar por cumplido este requisito.

Este requisito se verifica en la sección 5.2 - Pruebas de validación - de este capítulo.

RNF5

El sistema permite actualizar el ejecutable que corre en su elemento de control.

Este requisito se verifica al elegir el nRF51822 embebido en la placa de desarrollo Tiny BLE, actualizable a través de sus puertos SWDIO y SWDCLK.

RNF6

Se genera un manual de usuario que permite a un usuario, que no conoce previamente el sistema, el poder emplearlo.

Este requisito se verifica en el Anexo IV - Manual de usuario -

RNF7

El código software del sistema queda disponible en plataformas de uso abierto (<https://github.com/open-source>).

Este requisito queda verificado en el siguiente espacio de gitHub bajo licencia GNU v3. La Licencia Pública General de GNU está destinada a garantizar su libertad de compartir y cambiar todas las versiones de un programa, para asegurarse de que siga siendo software libre para todos sus usuarios.

`https://github.com/drolaway/EMG_TFG.git`

RNF8

El diseño hardware del sistema queda disponible en plataformas de uso abierto (<https://www.ohwr.org/>). Se ha solicitado la inclusión del diseño en dicha plataforma, pero al cierre de esta memoria aún no se tenía respuesta.

5.2. Pruebas de validación

En esta sección se pretende dar validez a los requisitos funcionales establecidos en la Tabla 4.5.

RF1 y RF2

El sistema sensorá el biopotencial mioneural y acondicionará la señal.

Este requisito se cumple desde el momento en el que se emplea el amplificador de instrumentación AD8221 y los electrodos de superficie comentados en el Capítulo 3. Solo con el amplificador de instrumentación es posible sensorar un biopotencial mioneural, que, si bien, no será una señal limpia ni con validez médica para el diagnóstico, sí podría ser útil para otras muchas aplicaciones. La señal que hemos capturado en reposo (Figura 5.1, izquierda) presenta una forma de onda sinusoidal rectificada, que podemos atribuir

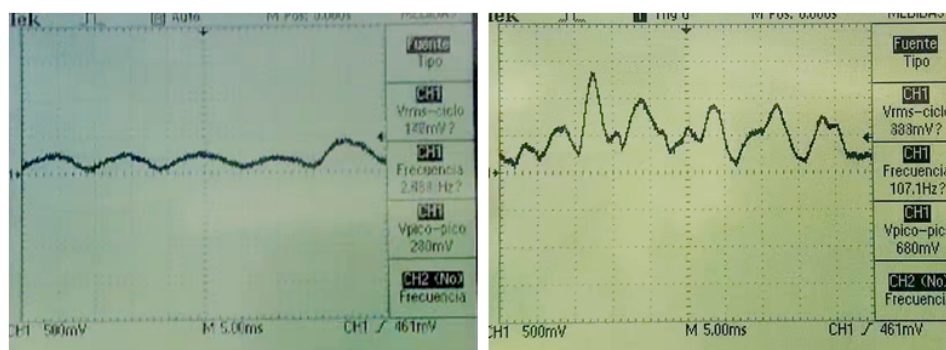


Figura 5.1: Biopotencial mioneural en reposo (izquierda) y en ejercicio (derecha).

al ruido, tanto de la fuente de alimentación, como de los electrodos y del propio front-end. Asimismo podemos observar como la señal presenta una amplitud muy pequeña, de un valor próximo a los 250mV. Por el contrario, cuando ejercitamos, en este caso, el cuádriceps, la señal se dispara (Figura 5.1, derecha), teniendo picos de hasta 1.7V aproximadamente, frente a los mencionados 250mV que presenta en reposo. Por otro lado, hemos de añadir que también influye en la medida, el desgaste de los electrodos. Los adhesivos de Ag/AgCl han de tener un único uso, si bien, hemos estado usando varias veces los mismos ya que no disponíamos de más unidades para realizar este trabajo fin de grado.

En la imagen de la derecha, se puede ver la acción del front-end analógico, que no solo rectifica la señal sino que la filtra entre valores de 1.9Hz a 106Hz aproximadamente. En ambas imágenes podemos apreciar que la señal se encuentra entre 2.58Hz y 109Hz (Insistimos en la cantidad de ruido del sistema por los diferentes factores) por lo que también podemos dar validez al diseño en el aspecto de acondicionamiento de la señal. Asimismo, estos valores se encuentran dentro del rango permitido por la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología.

RF3.

El sistema transmitirá la señal acondicionada por BLE.

En este requisito entra en juego todo el protocolo BLE que se encuentra encapsulado en los códigos adjuntos en el Anexo II. No se dispone en el terminal móvil de una aplicación que capture y visualice la señal completa enviada por BLE en una interfaz de monitorización, pues este objetivo quedaba fuera del marco de este trabajo de fin de grado. Si bien, se puede visualizar el cambio en la señal transmitida, codificada en el valor analógico sensado por el front-end. De esta manera, cuando el músculo está en reposo su valor tendría que ser constante y bajo, y cuando el músculo se encuentra en tensión, se tendría que disparar el valor. Por otro lado, hemos de ser consecuentes a la hora de enviar el valor analógico a nuestra placa de desarrollo, puesto que ésta solo admite valores máximos de 3.3V (0 a FF en hexagesimal). Esto no ha sido un problema puesto que hemos asegurado que no se supere ese valor de entrada con un divisor de tensión a la salida del front-end.

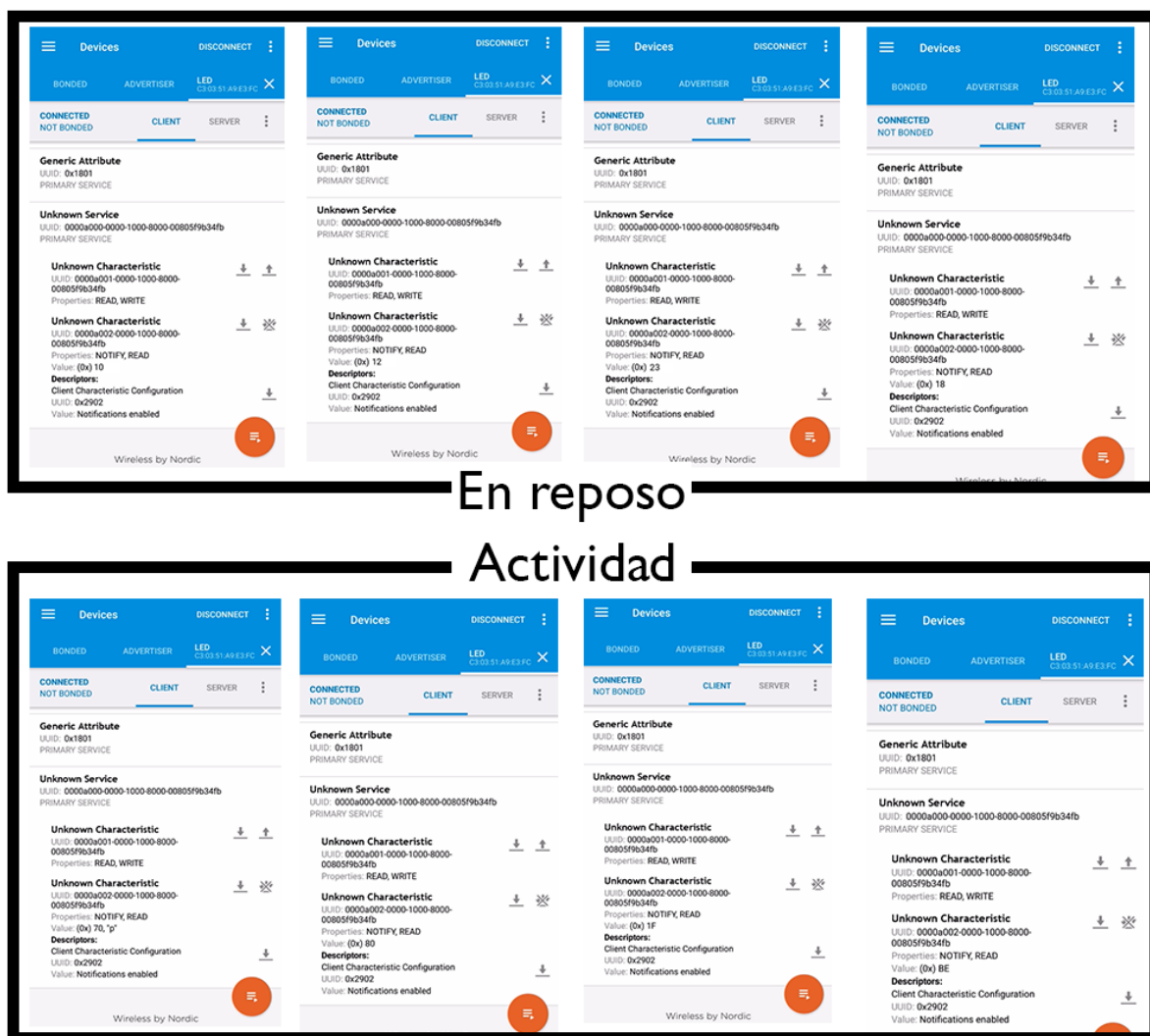


Figura 5.2: Datos transmitidos por BLE.

Como podemos observar en la Figura 5.2, tenemos en reposo una pequeña tensión debido al ruido, que crece y decrece. Cuando el músculo entra en actividad, este valor se eleva significativamente. Como ya hemos mencionado estos valores se encuentran en hexadecimal de 0 a 255, es decir, de 0 a FF. El convertidor analógico-digital con el que contamos en el microcontrolador es de 8 bit, lo que también se traduce en 256 unidades, de 0 a 255. Asumiendo la linealidad de la medida, basta por tanto con multiplicar la entrada analógica por 255 y la dividirla entre 3.3V, que es el máximo de entrada, para tener normalizada nuestra entrada sin la necesidad de hacer ningún otro proceso. En la Figura 5.3 se muestran los elementos de nuestro diseño. El front-end construido en el Laboratorio, y la placa Tiny-BLE diseñada en torno al chip NRF51822 de Nordic. El front-end necesita de doble alimentación, positiva y negativa, mientras que la Tiny-BLE solo precisará de alimentación positiva. Se aprecia la conexión USB en la placa Tiny-BLE, que permite cargar el programa desarrollado en MBED de forma muy fácil.

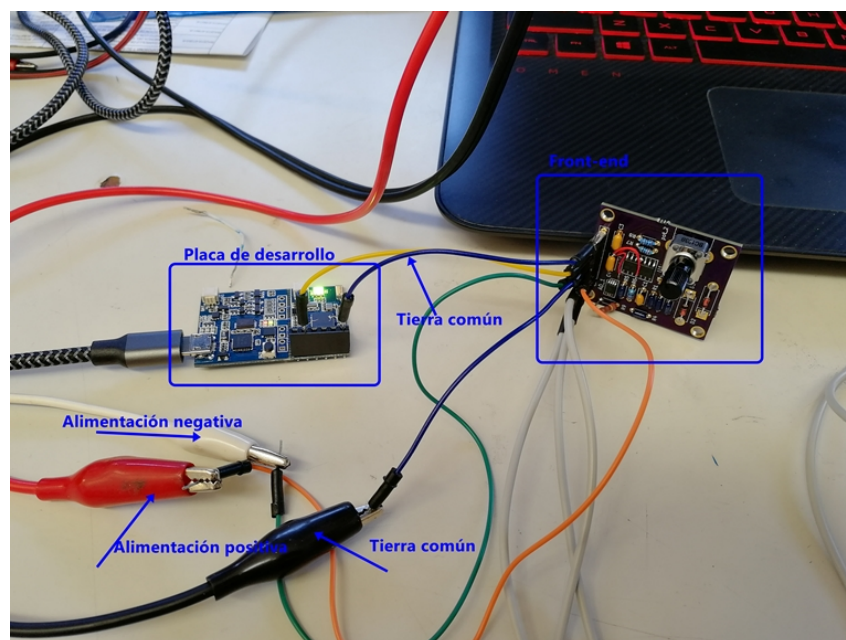


Figura 5.3: Datos transmitidos por BLE.

5.3. Pruebas en sujetos reales.

Para llevar a cabo esta sección, se ha pedido a tres voluntarios que se sometían a una prueba de fuerza, con el cuádriceps de la pierna derecha. Los electrodos quedarían colocados de la siguiente manera: el electrodo negro (de referencia) queda colocado en la cara posterior del cuádriceps, cerca de la articulación de la rodilla; el electrodo rojo queda situado en la cara anterior del cuádriceps, en la zona media del músculo en su eje longitudinal y, por último, el electrodo blanco, queda en la cara anterior del cuádriceps, cerca de la articulación de la rodilla.

Consideraciones a tener en cuenta:

- *El cuádriceps debería estar totalmente depilado para obtener la mejor medida posible.*
- *Los electrodos son de un único uso, por prueba y por sujeto.*

La prueba a realizar consta de tres fases:

- Lectura del manual de usuario. (Apéndice D)
- Realización de la prueba de EMG.
- Realización del cuestionario de satisfacción. (Apéndice E)

Asimismo, para la realización de la prueba, se ha empleado el siguiente dispositivo sin ensamblaje (ver imagen 5.4), a partir del cual, los sujetos intentarán realizar la prueba por ellos mismos y rellenarán el cuestionario de satisfacción.

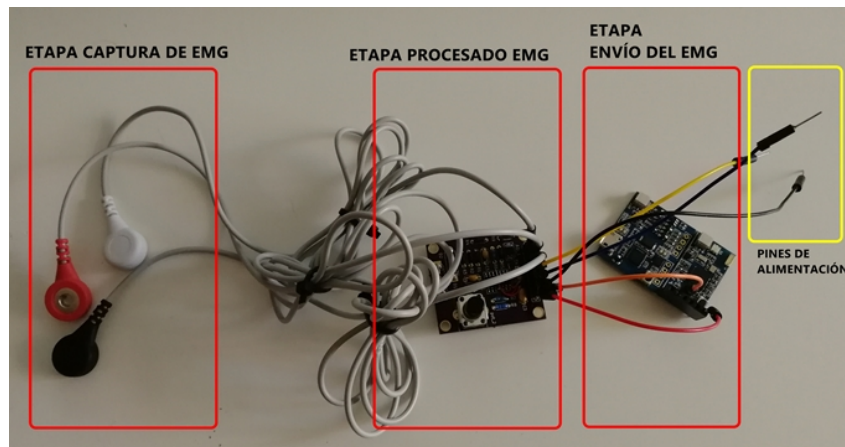


Figura 5.4: Instrumentación empleada para las pruebas.

Los datos de la prueba han sido visualizados por Bluetooth y capturados simultáneamente en el PC a través del serial de Comunicación “Tera Term”. Es importante notar que, los datos expuestos en las siguientes subsecciones corresponden a los datos de salida del terminal “Tera Term” del PC, expresados en valor decimal entre 0 y 255. Debido a que los datos analógicos en la Tiny BLE se obtienen con 8 bits y la entrada máxima admitida son 3.3V. Para calcular el voltaje real, bastaría con multiplicar el EMGValue por 3.3V y dividirlo por 255.

Sujeto A.

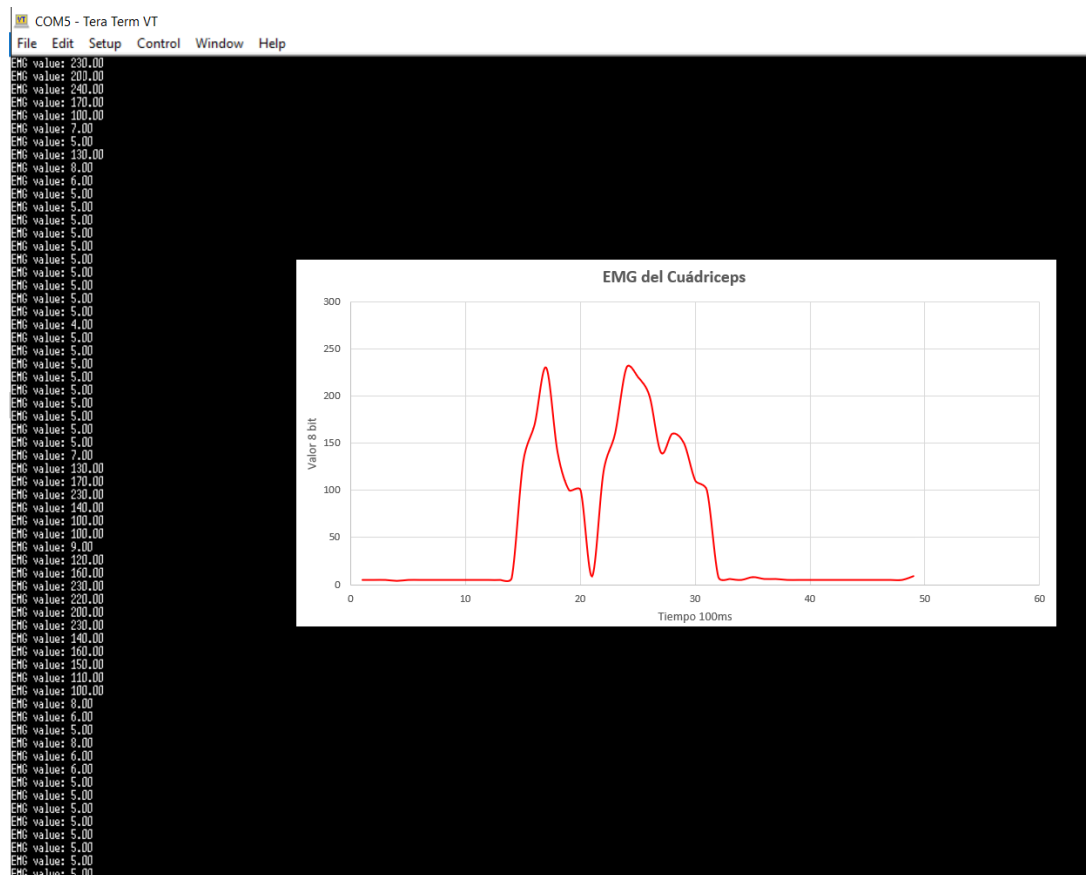


Figura 5.5: Datos obtenidos a partir del sujeto A.

De los datos obtenidos podemos ver que hay dos momentos en los que la fuerza se concentra, y un pequeño decremento de ésta en mitad de la prueba. Al analizar los datos obtenidos hay que tener en cuenta dos factores: el primero es el principal, y el que hay que tener más en cuenta, y no es otro que el ruido. Como ya se ha comentado, estamos ante un dispositivo muy ruidoso, con señales mioneurales que se encuentran envueltas por otras señales procedentes de otros sistemas musculares. El otro factor es que el sujeto, en ese determinado momento, haya dejado de hacer fuerza por alguna razón, como por ejemplo, cansancio. Si consideramos la edad del paciente, que en este caso es de 59 años, podemos dar cierta validez a esta última suposición. Más aún, a sabiendas de que es una persona sedentaria. La encuesta realizada por el sujeto A se muestra a continuación.

ENCUESTA DE SATISFACCIÓN.

uma.es

TRABAJO FIN GRADO

A continuación encontrará una serie de preguntas y afirmaciones. Responda con tranquilidad y total sinceridad. Esta encuesta es anónima y solo le llevará unos minutos realizarla. Si la respone, ayudará a mejorar la experiencia del usuario en las próximas pruebas.

Sexo H

Edad 59

Seleccione una opción.

Deportista de élite ☐ Deportista habitual ☐ Deportista ocasional ☐ Sedentario ☒

MARQUE CON UNA CRUZ

No aplica
En total desacuerdo
En desacuerdo
De acuerdo
Muy de acuerdo

¿Qué le ha parecido la prueba?

| | | | | | | |
|--|--|---|--|---|---|--|
| Esta prueba, a simple vista, parece peligrosa. | | | | | X | |
| Esta prueba me ha parecido peligrosa | | X | | | | |
| Esta prueba, a simple vista, parece dolorosa. | | | | | X | |
| Esta prueba me ha resultado dolorosa. | | X | | | | |
| Esta prueba es incómoda. | | | | X | | |
| Esta prueba me ha aportado seguridad para pruebas posteriores. | | | | | X | |

¿Qué le ha parecido el dispositivo?

| | | | | | | |
|--|--|---|--|---|---|--|
| El dispositivo me ha parecido peligroso. | | | | X | | |
| El dispositivo da impresión de molesto. | | | | | X | |
| Percibo calidad en el dispositivo. | | X | | | | |

¿Qué le ha parecido el manual de usuario?

| | | | | | | |
|--|--|---|--|---|---|--|
| El manual de usuario está bien redactado. | | | | | X | |
| El manual de usuario está bien detallado. | | | | | X | |
| El manual de usuario tiene suficientes imágenes. | | | | X | | |
| El manual de usuario da sensación de calidad del producto. | | | | | X | |
| He sido capaz de realizar una prueba por mi mismo. | | X | | | | |

Incluye en el siguiente recuadro alguna petición o mejora a llevar a cabo.

Sujeto B.

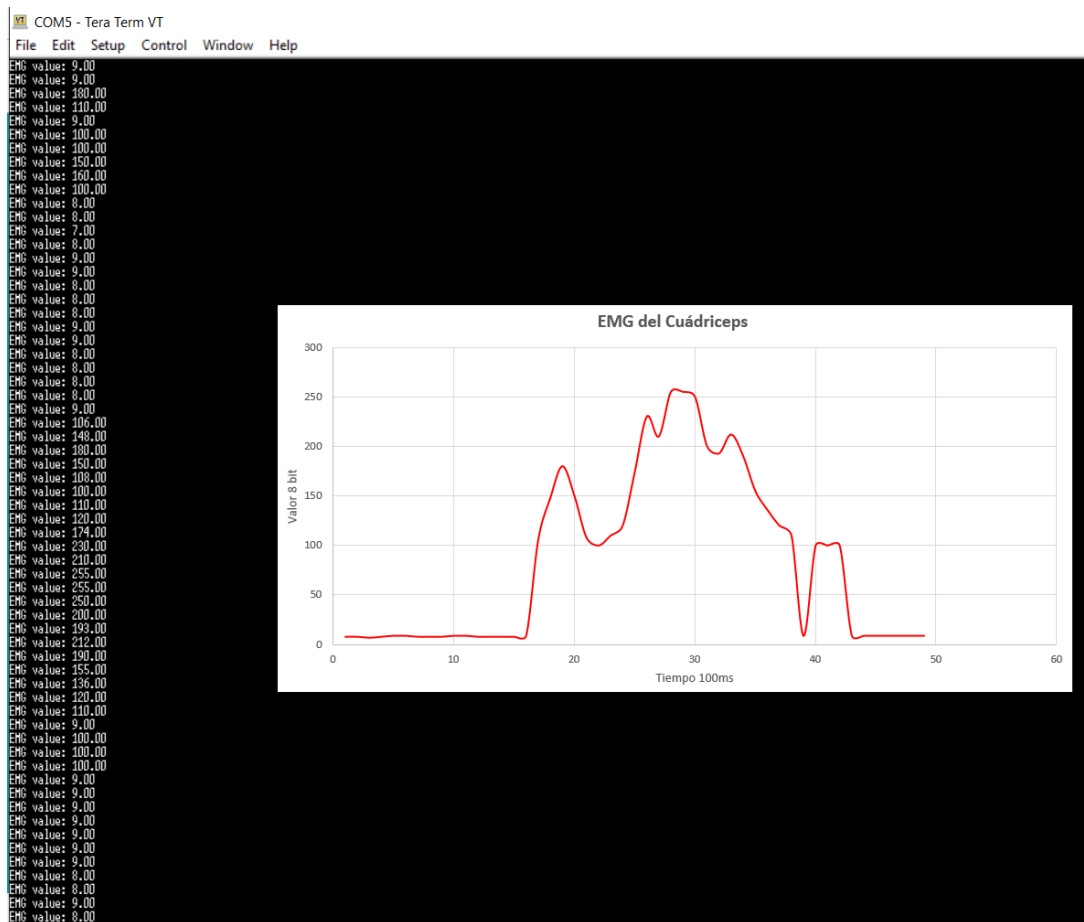


Figura 5.6: Datos obtenidos a partir del sujeto B.

En este caso, tenemos una actividad de fuerza constante, que se mantiene superior al valor de 100, es decir, superior a 1,3V y con máximos que alcanzan los 3.3V. En este caso, la actividad del músculo ha sido correcta. En cuanto al sujeto, añadir que es una mujer de 23 años, deportista ocasional, por lo que esta prueba no ha supuesto un impedimento. La encuesta realizada por el sujeto B se encuentra a continuación.

ENCUESTA DE SATISFACCIÓN.

uma.es

TRABAJO FIN GRADO

A continuación encontrará una serie de preguntas y afirmaciones. Responda con tranquilidad y total sinceridad. Esta encuesta es anónima y solo le llevará unos minutos realizarla. Si la respone, ayudará a mejorar la experiencia del usuario en las próximas pruebas.

Sexo Mujer

Edad 23

Seleccione una opción.

Deportista de élite ☐ Deportista habitual ☐ Deportista ocasional ☒ Sedentario ☐

MARQUE CON UNA CRUZ

¿Qué le ha parecido la prueba?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| Esta prueba, a simple vista, parece peligrosa. | | | X | | |
| Esta prueba me ha parecido peligrosa | | X | | | |
| Esta prueba, a simple vista, parece dolorosa. | | X | | | |
| Esta prueba me ha resultado dolorosa. | | X | | | |
| Esta prueba es incómoda. | | | | X | |
| Esta prueba me ha aportado seguridad para pruebas posteriores. | | | | | X |

¿Qué le ha parecido el dispositivo?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El dispositivo me ha parecido peligroso. | | | X | | |
| El dispositivo da impresión de molesto. | | | | | X |
| Percibo calidad en el dispositivo. | | | | X | |

¿Qué le ha parecido el manual de usuario?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El manual de usuario está bien redactado. | | | | | X |
| El manual de usuario está bien detallado. | | | | | X |
| El manual de usuario tiene suficientes imágenes. | | | | | X |
| El manual de usuario da sensación de calidad del producto. | | | X | | |
| He sido capaz de realizar una prueba por mi mismo. | | | | | X |

Incluye en el siguiente recuadro alguna petición o mejora a llevar a cabo.

con imágenes más grandes, el manual de usuario estaría mejor.

Sujeto C.

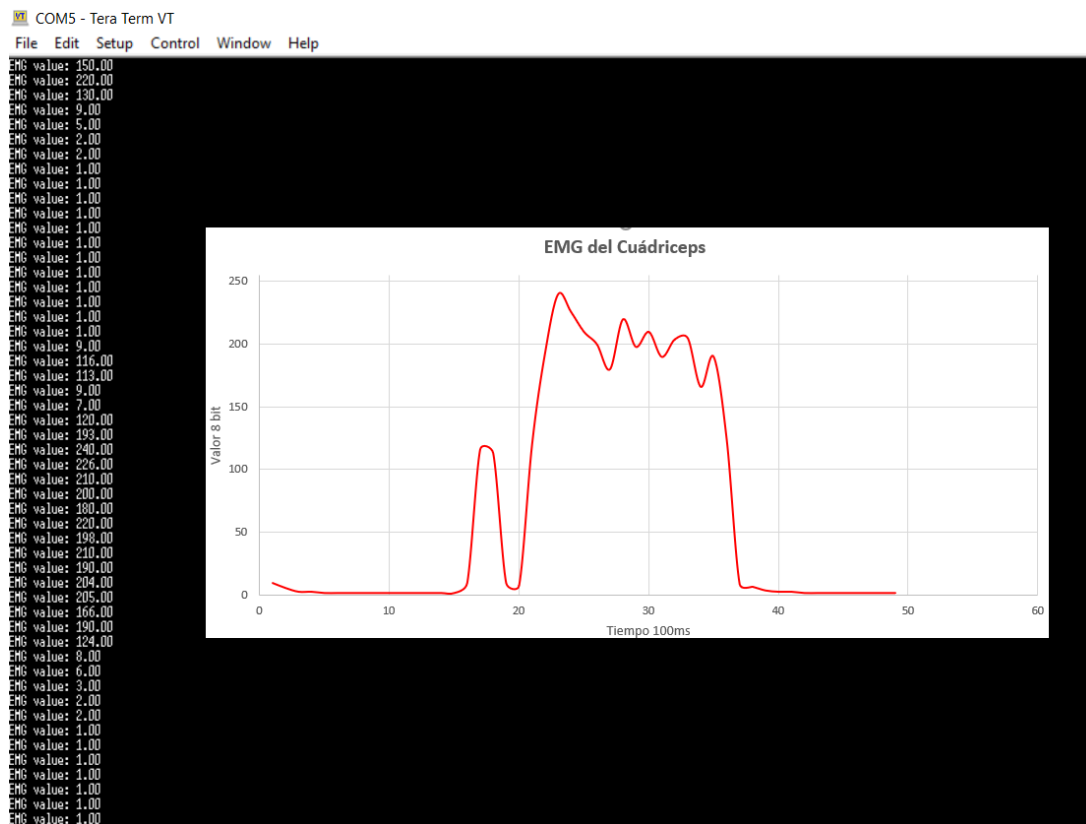


Figura 5.7: Datos obtenidos a partir del sujeto C.

El sujeto presenta una actividad muy enérgica y concentrada, que se sitúa por encima de los 2.15V, llegando a un máximo de 3.1V. En este caso, el sujeto no ha llegado a los 3.3V, pero ha mantenido una fuerza constante, superior a la de los sujetos A y B. Teniendo en cuenta la condición física (deportista habitual) y la edad (30 años), podemos dar validez a los datos obtenidos. La encuesta realizada por el sujeto C se encuentra a continuación.

ENCUESTA DE SATISFACCIÓN.

uma.es

TRABAJO FIN GRADO

A continuación encontrará una serie de preguntas y afirmaciones. Responda con tranquilidad y total sinceridad. Esta encuesta es anónima y solo le llevará unos minutos realizarla. Si la respone, ayudará a mejorar la experiencia del usuario en las próximas pruebas.

Sexo HOMBRE

Edad 30

Seleccione una opción.

Deportista de élite ☐ Deportista habitual ☒ Deportista ocasional ☐ Sedentario ☐

MARQUE CON UNA CRUZ

¿Qué le ha parecido la prueba?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | May de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| Esta prueba, a simple vista, parece peligrosa. | | X | | | |
| Esta prueba me ha parecido peligrosa | | X | | | |
| Esta prueba, a simple vista, parece dolorosa. | | X | | | |
| Esta prueba me ha resultado dolorosa. | | X | | | |
| Esta prueba es incómoda. | | | X | | |
| Esta prueba me ha aportado seguridad para pruebas posteriores. | X | | | | |

¿Qué le ha parecido el dispositivo?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | May de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El dispositivo me ha parecido peligroso. | | X | | | |
| El dispositivo da impresión de molesto. | | | | X | |
| Percibo calidad en el dispositivo. | | | X | | |

¿Qué le ha parecido el manual de usuario?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | May de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El manual de usuario está bien redactado. | | | | X | |
| El manual de usuario está bien detallado. | | | | X | |
| El manual de usuario tiene suficientes imágenes. | | | | X | |
| El manual de usuario da sensación de calidad del producto. | | | | X | |
| He sido capaz de realizar una prueba por mi mismo. | | | | | X |

Incluye en el siguiente recuadro alguna petición o mejora a llevar a cabo.

| |
|--|
| |
|--|

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras.

Se ha desarrollado un trabajo en el que se han seguido unas pautas muy definidas. Si bien, se han hecho una serie de ajustes respecto al anteproyecto entregado previamente. En el anteproyecto preveíamos que iba a ser posible integrar el chip nRF51822 en la propia PCB, de manera que tendríamos un front-end, chip, antenas BLE en el mismo entorno. Esto no ha sido posible debido a que el chip nRF51822 debe ser soldado en la PCB usando pistola de calor, y la que disponíamos en el Laboratorio no ha permitido el control de temperatura adecuado para llevar a cabo con éxito esta operación. Numerosos profesionales recurren a la compra de pequeñas PCB (*Break-out*) que se encuentran en el mercado con el chip ya soldado de manera industrial. Las entradas disponibles en el *break-out* permiten añadir tu propio conexionado. Es el caso de la placa Tiny-BLE usada en el proyecto. Además, como ventaja, el cargador que emplea esta placa permite trabajar con ella de forma muy ágil.

Respecto a la señal de electromiografía, comentar que, como todo biopotencial, requiere de un riguroso diseño para su adquisición. En este caso se ha optado por implementar un front-end basado en una propuesta comercial, que carece sin embargo de utilidad médica, al no disponer de los certificados pertinentes. Si bien, desde un punto de vista académico se pueden hacer bastantes similitudes entre lo que es un dispositivo médico real y un prototipo de laboratorio. Las pruebas obtenidas en los sujetos son las esperadas, ya que con el diseño del front-end se pretendía obtener una señal de EMG rectificada e integrada, para poder obtener los datos en un rango de 0 a 3.3V. Es importante destacar la importancia del ruido. Se pudo observar como, cuando se emplea el osciloscopio, tenemos una fuente de ruido desconocida cuando el músculo se encuentra en reposo. Es posible que la fuente provenga del mismo osciloscopio o de la sonda empleada, ya que, cuando medimos usando la Tiny BLE con el terminal “Tera Term”, la actividad del músculo en reposo es constante y en torno a los 0.05V, que tiene mucho más sentido biomédico y electrónico.

Entre los objetivos, se han cumplido todos a excepción de la autonomía física del sistema, que necesita de alimentación externa, cables para los electrodos, y no cuenta con una envolvente que de soporte a todo el sistema. Se ha logrado una señal de EMG a partir de

un front-end analógico y se han transmitido los datos mediante Bluetooth de baja energía.

Por último, se comenta la posibilidad de incluir una batería en diseños posteriores. Se dejan descritos los reguladores que se pueden emplear, y que ya incorpora en parte, la Tiny BLE, así como una posible batería a emplear, de la casa Olimex.

Lineas futuras.

Para el presente Trabajo Fin Grado se proponen las siguientes lineas futuras:

- Diseñar un front-end para la adquisición de la señal electromiográfica riguroso, con el objeto de que el dispositivo tenga validez en la diagnosis.
- Diseñar una envolvente que dote al sistema de la robustez necesaria en dispositivos electromédicos.
- Diseñar un protocolo Bluetooth que no solo transmita los datos de la señal EMG sino, que, además, implemente los servicios del estado de la Batería así como otros sensores como podrían ser de pulso o de temperatura.
- Realizar numerosas pruebas de validación con el objeto de obtener resultados válidos.

Capítulo 7

Bibliografía

- AdvancerTech (2014). Productos electrónicos. Accedido en 13-10-2017 a url <http://www.advancertechnologies.com/>.
- AdvancerTech (2018). *Mioware AdvancerTech Datasheet*.
- Analog Devices, I. (2017). *Precision Instrumentation Amplifier AD8221 DATASHEET*.
- Aparicio, M. V. (2005). Electromiografía cinesiología. *Rehabilitación*, 39(6):255–264.
- Areny, R. P., Brey, B. B., Vazquez, J. A. G., and Tabak, H. (2001). Sensores y acondicionamiento de señal. *Alfaomega. 3^a. DF, Marcombo*, 1.
- ASA, N. S. (2014). *Multiprotocol Bluetooth® low energy/2.4 GHz RF System on Chip nRF51822 DATASHEET*.
- Barone, U. and Merletti, R. (2013). Design of a portable, intrinsically safe multichannel acquisition system for high-resolution, real-time processing hd-semg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(8):2242–2252.
- Betancourt, G. A., Suárez, E. G., and Franco, J. F. (2004). Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. *Scientia et technica*, 10(26):53–58.
- Caballero, K., Duque, L. M., Ceballos, S., Ramirez, J. C., and Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *Ces Odontología*, 15(1):41–50.
- Costanzo, L. S. L. S. et al. (2000). *Fisiologia*.
- Cuthbertson, A. (1990). *The Mechanism of Human Facial Expression by G-B Duchenne de Boulogne*. Maison des Sciences de l’Homme.
- De la Rosa Steinz, R. and Liptak, L. (2002). Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *Mapfre Medicina*, 13(1):11–19.
- Expo, M. (2017). Productos medicos. Accedido en 13-10-2017 a url <http://www.medicalexpo.es>.

- Fernández, J. M., Acevedo, R. A. C., and Tabernig, C. B. (2007). Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA*, pages 111 – 119.
- Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., and Djupsjöbacka, M. (1999). *Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram*, pages 705–755. Berlin, Heidelberg.
- Hacks, C. (2018). *Catálogo cooking hacks*.
- Hospiinnova (2018). *Catálogo médico Hospiinnova MX*.
- Junqueira, L. C. and Carneiro, J. (2005). *Basic histology text and atlas*. London: McGraw Hill, 2005.
- Ltd, C. U. C. (2013). *Kendall™ Electrodes product datasheet*.
- Lúzar, J. I., Zorrilla, E. P., and García, C. F. (2005). Electromiografía clínica. *Rehabilitación*, 39(6):265–276.
- Martínez, F., Claudio, A., Vergara, S., Rodríguez, J., and Olmos, A. (2010). Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores. In *Congreso Anual 2010 de la Asociación de México de Control Automático*.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., and Germán, A. (2010). Surface electromyography applications. *Apunts Medicina del Esport (English Edition)*, 45(166):127–136.
- Merletti, R. (1999). Standards for reporting emg data. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(1):3–4.
- Merletti, R. and Parker, P. A. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, volume 11. John Wiley & Sons.
- Mulrone, S. E. and Myers, A. K. (2016). *Netter. Fundamentos de fisiología*. Elsevier España.
- Potvin, J. (1997). Effects of muscle kinematics on surface emg amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, 82(1):144–151.
- Ramírez, A. and Garzón, D. A. (2013). Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (semg). *Revista Facultad de Ingeniería*, (46):70–79.
- Roca, J., Jimenez, J., and Villarejo, J. (2001). Reconocimiento de patrones de actividad en emg superficial, de uso en ayudas tecnológicas y biofeedback. *Sociedad cubana de Bioingeniería*, pages 1–15.
- Romo, H. A., Realpe, J. C., and Jojoa, P. E. (2007). Análisis de señales emg superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. *Revista avances en sistemas e informática*, 4(1).

SeedStudio (2018). *SeedStudio*.

SparkFun (2014). Front-end analogico. Accedido en 15-10-2017 a url <http://www.sparkfun.com>.

Stegeman, D. and Hermens, H. (2007). Standards for surface electromyography: The european project surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam). *Enschede: Roessingh Research and Development*, pages 108–12.

Stuart, I. F. (2003). Fisiología humana. *Editorial McGraw Hill, Octava edición*.

Tortora, G. J. and Derrickson, B. H. (2008). *Principles of anatomy and physiology*. John Wiley & Sons.

Tucci, A. (2007). *Instrumentacion Biomedica*. Lulu. com.

Urbina Rojas, W. F. and Martínez Santa, F. (2012). Implementing electromyographic equipment through usb interfaces. *Tecnura*, 16(33):117–130.

Useros, L. G., Trigueros, A. M., Carreño, I. R., Falces, J. R., and Irujo, J. N. (2009). Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas.

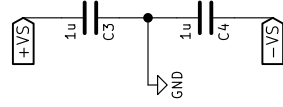
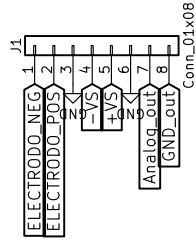
Wikipedia (2018). Luigi_galvani — Wikipedia, the free encyclopedia. [Online; visitado 07-Enero-2018].

Anexos

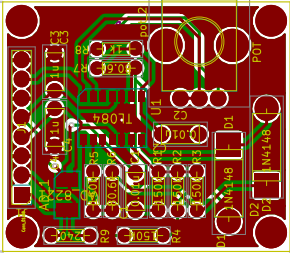
Apéndice A

ANEXO I: Plano de diseño de la PCB del Front-End

En las siguientes páginas se mostrarán los planos de diseño de la PCB: el esquemático y el layout.



Id: 1/1

| | | | | | |
|--|---|---|---|---|---|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| A | <div><div><div>38,000mm</div><div>33,000mm</div></div></div> | | | | B |
| | | | | | C |
| | | | | | D |
| <div><div>Universidad de Málaga Dto. Tecnología Electrónica</div><div>Sheet: File: front_end.kicad_pcb</div><div>Title: Trabajo Fin Grado Pedro Salazar</div><div>Size: A4 Date: Kicad E.D.A. kicad 4.0.7</div><div>Rev: Id: 1/1</div></div> | | | | | |
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |

Apéndice B

ANEXO II: Códigos del servicio BLE.

- *main.cpp*
- *EMGService.h*
- *EMG.cpp*

main.cpp

```
1  #include "mbed.h"
2  #include "ble/BLE.h"
3  #include "EMGService.h"
4
5  DigitalOut alivenessLED(LED1, 0);
6  DigitalOut actuatedLED(LED2, 0);
7  AnalogIn emgsignal(p3);
8
9  const static char    DEVICE_NAME[] = "EMG_TFG";
10 static const uint16_t uuid16_list[] = {EMGService::EMG_SERVICE_UUID};
11
12 EMGService *EMGServicePtr;
13
14 Ticker ticker; /*La clase Ticker se emplea para hacer llamadas a funciones
15 en intervalos recurrentes*/
16
17 void disconnectionCallback(const Gap::DisconnectionCallbackParams_t *params)
18 {
19     BLE::Instance().gap().startAdvertising();
20 }
21
22 void periodicCallback(void)
23 {
24     static uint8_t segundo=0;
25
26     alivenessLED = !alivenessLED;
27     /* Hacemos parpadear un led para verificar que el sistema esta en funcionamiento */
28     /*Es aqui donde decimos, que ademas de parpadear el LED gestionado por EMGService,
29 el sistema ha de leer el valor analogico de entrada por el puerto 3 */
30     EMGServicePtr->testservice(emgsignal.read_u16());
31     segundo++;
32 }
33
34 void onDataWrittenCallback(const GattWriteCallbackParams *params)
35 {
36     if ((params->handle == EMGServicePtr->getValueHandle()) && (params->len == 1))
37     {
38         actuatedLED = *(params->data);
39     }
40 }
41
42 void onBleInitError(BLE &ble, ble_error_t error) {
43     /* Initialization error handling should go here */ }
44
45 void bleInitComplete(BLE::InitializationCompleteCallbackContext *params)
46 {
47     BLE& ble = params->ble;
48     ble_error_t error = params->error;
49
50     if (error != BLE_ERROR_NONE) {
51         /* En caso de error reenviar el caso a onBleInitError */
52         onBleInitError(ble, error);
53         return;
54     }
55
56     /* Asegurarnos de que sea la instancia predeterminada de BLE */
```

```

57     if(ble.getInstanceID() != BLE::DEFAULT_INSTANCE) {
58         return;
59     }
60
61     /* CONFIGURACION DE ANUNCIO _ADVERTISING_
62     * BREDR_NOT_SUPPORTED significa bluetooth clasico no compatible;
63     * LE_GENERAL_DISCOVERABLE significa que este BLE se anuncia a cualquier
64     * dispositivo con escaner BLE */
65
66     ble.gap().onDisconnection(disconnectionCallback);
67     ble.gattServer().onDataWritten(onDataWrittenCallback);
68
69     bool initialValueForLEDCharacteristic = false;
70     EMGServicePtr = new EMGService(ble, initialValueForLEDCharacteristic);
71
72     /* Aqui es donde estamos recopilando el nombre del
73     * dispositivo en la carga util del anuncio. */
74     ble.gap().accumulateAdvertisingPayload
75     (GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED |
76     GapAdvertisingData::LE_GENERAL_DISCOVERABLE);
77
78     ble.gap().accumulateAdvertisingPayload
79     (GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_16BIT_SERVICE_IDS, (uint8_t *)uuid16_list,
80     sizeof(uuid16_list));
81
82     ble.gap().accumulateAdvertisingPayload
83     (GapAdvertisingData::COMPLETE_LOCAL_NAME, (uint8_t *)DEVICE_NAME, sizeof(DEVICE_NAME));
84
85     /* Nos gustaria que este BLE sea conectable */
86
87     ble.gap().setAdvertisingType
88     (GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
89     ble.gap().setAdvertisingInterval(1000); /* 1000ms. */
90     /*Comenzamos los anuncios*/
91     ble.gap().startAdvertising();
92 }
93
94 int main(void)
95 {
96     ticker.attach(periodicCallback, 1); /* Parpadea el Led cada segundo */
97
98     BLE &ble = BLE::Instance(); /* Creamos la instancia BLE*/
99     ble.init(bleInitComplete); /*Iniciamos el Ble (anuncio) */
100
101     /* SpinWait para completar la inicializacion. Esto es necesario porque
102     * el objeto BLE es usado en el main */
103
104     while (ble.hasInitialized() == false) { /* spin loop */ }
105     EMGServicePtr->testservice(200);
106     while (true) {
107         ble.waitForEvent();
108     }
109 }

```

EMGService.h

```
1  #ifndef __BLE_EMG_SERVICE_H__
2  #define __BLE_EMG_SERVICE_H__
3
4  class EMGService {
5  public:
6      /* Se asignan las UUID para el servicio*/
7      const static uint16_t EMG_SERVICE_UUID = 0xA000;
8      const static uint16_t LED.STATE.CHARACTERISTIC_UUID = 0xA001;
9      const static uint16_t LED2.STATE.CHARACTERISTIC_UUID = 0xA002;
10
11     /*Creamos el constructor de la clase EMGService */
12     EMGService(BLEDevice &_ble, uint8_t initialValueForLEDCharacteristic) :
13         ble(_ble),
14         ledState(LED.STATE.CHARACTERISTIC_UUID, &initialValueForLEDCharacteristic),
15         led2State(LED2.STATE.CHARACTERISTIC_UUID, &initialValueForLEDCharacteristic,
16             sizeof(uint8_t), (uint8_t)8, GattCharacteristic::BLE_GATT_CHAR_PROPERTIES_NOTIFY
17             | GattCharacteristic::BLE_GATT_CHAR_PROPERTIES_READ)
18
19     /* Se definen las gattcharacteristic y las gattattribute */
20     {
21         GattCharacteristic *charTable[] = {&ledState, &led2State, };
22         GattService EMGService(EMG_SERVICE_UUID, charTable, sizeof(charTable) /
23             sizeof(GattCharacteristic *));
24         ble.addService(EMGService);
25     }
26
27     GattAttribute::Handle_t getValueHandle() const {
28         return ledState.getValueHandle();
29     }
30
31     /* Funcion para cambiar el estado de un LED */
32     void testservice(uint8_t test_val){
33         static int32_t die_temp;
34         //      uint32_t err_code;
35         die_temp=test_val;
36
37         ble.gattServer().write(led2State.getValueHandle(), (uint8_t *)&die_temp,
38             sizeof(uint8_t));
39     }
40 }
41
42
43 private:
44     BLEDevice &ble;
45     ReadWriteGattCharacteristic<uint8_t> ledState;
46     GattCharacteristic led2State;
47 };
48
49 #endif /* #ifndef __BLE_EMG_SERVICE_H__ */
```


EMG.cpp

```
1  #include "mbed.h"
2  #define UART_TX      p9
3  #define UART_RX      p11
4
5  AnalogIn  EMG_signal(p3); //variable para almacenar el voltaje de entrada
6  float  voltaje_EMG; //variable para leer el volajte de entrada
7  DigitalOut  led1(LED1);
8
9  Serial  pc(UART_TX, UART_RX);
10 int  main()
11 {
12     while(1)
13     {
14         led1=!led1;
15         voltaje_EMG = EMG_signal.read_u16();
16         pc.printf("EMG value: %.2f\r\n", voltaje_EMG);
17         wait_ms(100);
18     }
19 }
```


Apéndice C

ANEXO III: Seguridad eléctrica.

SEGURIDAD ELÉCTRICA

Basado en la norma EN 60601-1 y la norma UNE-EN 60601-1-10:2008/A1:2015. Distinguimos:

Protección empleada.

- **Clase I:** Aquellos equipos en los que la protección no se obtiene sólo del aislamiento básico, sino que se incluyen precauciones auxiliares, consistente en la conexión del equipo a la tierra de protección. De este modo, las partes metálicas accesibles no pueden ser activas con tensión en caso de un fallo de aislamiento básico.
- **Clase II:** Aquellos en los que la protección no recae sólo sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o aislamiento reforzado (normalmente una caja de plástico), no existiendo una conexión de protección a tierra y confiando en las condiciones de la instalación.
- **Clase III:** Producto con fuente de alimentación interna, tal como una batería (o pila), y tiene una protección contra descargas eléctricas basada en el hecho de que no hay tensiones superiores a la tensión de seguridad de muy baja tensión (inferior a 25V CA o 60V CC). En la práctica, dicho equipo está alimentado con baterías o usa un transformador reductor de aislamiento. La norma sobre los equipos electromédicos no reconoce los equipos de Clase III debido a que la limitación de la tensión no es suficiente para garantizar la seguridad del paciente, pero usa el equipo internamente alimentado.
- **Alimentación Interna:** Este tipo de equipos no proveen ninguna conexión eléctrica desde el exterior a la fuente interna en funcionamiento normal. Es decir, estarán alimentados a baterías o pilas.

Nivel de protección.

- **Tipo B:** Son todos aquellos equipos de las clases I, II, III o con alimentación interna que provean un adecuado grado de protección respecto a corrientes de fugas y fiabilidad de la conexión de tierra (si es el caso). Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo B todos aquellos equipos de uso médico que no tengan una parte directamente aplicada al paciente.
- **Tipo BF:** Aquellos de tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente aplicada al paciente mediante circuitos flotantes. Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo BF todos aquellos equipo que tengan una parte aplicada al paciente.
- **Tipo CF:** Aquellos equipos de las clases I, II o alimentados internamente que permitan un alto grado de protección en relación con corrientes de fugas y con entrada flotante. Según la norma CEI, deberán ser equipos tipo CF todos aquellos en que se pueda establecer un camino directo al corazón del paciente.
- **Tipo H:** Aquellos de las clases I, II, III o alimentados internamente que provean protección frente a descargas eléctricas comparables a las que se obtienen en los electrodomésticos.

Podríamos clasificar nuestro sistema como un dispositivo médico de categoría **Alimentación Interna tipo BF**.

Apéndice D

ANEXO IV: Manual de usuario.

1. COLOCACIÓN ELECTRODOS



Una un electrodo de superficie a cada cable por la parte metálica de ambos.

Coloque el electrodo de cable negro en la cara posterior del músculo. Coloque el electrodo rojo en la cara anterior del músculo cerca del electrodo negro. Coloque el electrodo blanco a unos 10-15cm del electrodo rojo.

2. CONEXIÓN BLUETOOTH

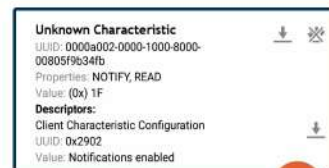
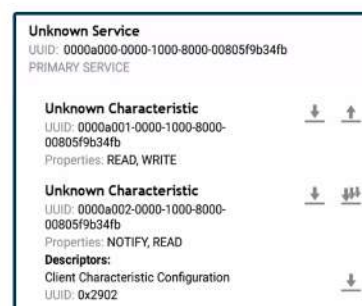
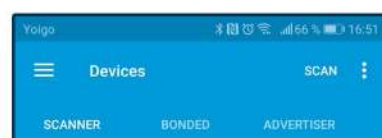
Descarga la app nRF Connect desarrollada por NordicSemiconductor. Si tiene el bluetooth desactivado, actívalo. A continuación, presione donde dice “SCAN”.

El siguiente paso es buscar de entre los dispositivos que se anuncian, nuestro sistema, cuyo nombre es “EMG_TFG”.

A continuación, se mostrarán los atributos y las características del servicio. En este caso tenemos una característica. Pulsamos sobre ella.

Al pulsar sobre “Unknown Service” tenemos las distintas características que se han establecido. Entre ellas vemos una que contiene un WRITE y otra que contiene un NOTIFY. El WRITE nos permite cambiar el estado de un LED desde nuestro smartphone o dispositivo central, mientras que el NOTIFY nos permite suscribirnos (al pulsar sobre las tres flechas que apuntan hacia abajo) para recibir en tiempo real.

Nos suscribimos pulsando sobre las tres flechas y a continuación comenzaremos a recibir los datos sobre la electromiografía en hexagesimal.



Apéndice E

ANEXO V: Encuesta de satisfacción.

ENCUESTA DE SATISFACCIÓN.

uma.es

TRABAJO FIN GRADO

A continuación encontrará una serie de preguntas y afirmaciones. Responda con tranquilidad y total sinceridad. Esta encuesta es anónima y solo le llevará unos minutos realizarla. Si la respone, ayudará a mejorar la experiencia del usuario en las próximas pruebas.

Sexo _____

Edad _____

Seleccione una opción.

Deportista de élite ☐ Deportista habitual ☐ Deportista ocasional ☐ Sedentario ☐

MARQUE CON UNA CRUZ

¿Qué le ha parecido la prueba?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| Esta prueba, a simple vista, parece peligrosa. | | | | | |
| Esta prueba me ha parecido peligrosa | | | | | |
| Esta prueba, a simple vista, parece dolorosa. | | | | | |
| Esta prueba me ha resultado dolorosa. | | | | | |
| Esta prueba es incómoda. | | | | | |
| Esta prueba me ha aportado seguridad para pruebas posteriores. | | | | | |

¿Qué le ha parecido el dispositivo?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El dispositivo me ha parecido peligroso. | | | | | |
| El dispositivo da impresión de molesto. | | | | | |
| Percibo calidad en el dispositivo. | | | | | |

¿Qué le ha parecido el manual de usuario?

| | No aplica | En total desacuerdo | En desacuerdo | De acuerdo | Muy de acuerdo |
|--|-----------|---------------------|---------------|------------|----------------|
| El manual de usuario está bien redactado. | | | | | |
| El manual de usuario está bien detallado. | | | | | |
| El manual de usuario tiene suficientes imágenes. | | | | | |
| El manual de usuario da sensación de calidad del producto. | | | | | |
| He sido capaz de realizar una prueba por mi mismo. | | | | | |

Incluye en el siguiente recuadro alguna petición o mejora a llevar a cabo.

Apéndice F

ANEXO VI: Presupuesto.

PRESUPUESTO

Identificador presupuesto EMG_TFG_PR
Identificador proyecto EMG_TFG
Fecha 18/06/2018
Cliente Departamento de Tecnología Electrónica

| ID | Nombre | Descripcion | Unidades | Existencias | Precio unitario | Precio total |
|------|-------------------|-------------|----------|-------------|-----------------|--------------|
| #001 | Resistencia | 100k | 10 | 1046 | 0,57 € | 5,69 |
| #002 | Resistencia | 80.6k | 4 | 12650 | 0,098 | 0,392 |
| #003 | Resistencia | 1k | 2 | 14582 | 0,07 | 0,14 |
| #004 | Resistencia | 240 | 2 | 4739 | 0,07 | 0,14 |
| #005 | Condensador | 1u | 6 | 2501 | 0,232 | 1,392 |
| #006 | Condensador | 0.01u | 2 | 16491 | 0,091 | 0,182 |
| #007 | Diodo | 1N4148 | 4 | 54106 | 0,07 | 0,28 |
| #008 | Potenciómetro | 10k | 2 | 7923 | 0,687 | 1,374 |
| #009 | TL084 | opAMP | 2 | 17506 | 0,33 | 0,66 |
| #010 | AD8221 | IA | 2 | 1892 | 4,44 | 8,88 |
| #011 | pinHeader | 1x03 2.54mm | 4 | 2230 | 0,513 | 2,052 |
| #012 | pinHeader | 1x02 2.54mm | 2 | 1437 | 0,499 | 0,998 |
| #013 | PCB Oshpark | PCB 2 caras | 3 | | 4,36 | 13,08 |
| #014 | Tiny BLE | SeeedStudio | 1 | | 26,57 | 26,57 |
| #015 | Cables electrodos | Sparkfun | 1 | | 4,09 | 4,09 |
| #016 | Electrodos | Ag/AgCl | 1 | | 6,57 | 6,57 |

SUMA TOTAL 72,49

IVA 87,71